

走方向変換動作に関するバイオメカニクス的研究

著者	鈴木 雄太
発行年	2014
学位授与大学	筑波大学 (University of Tsukuba)
学位授与年度	2014
報告番号	12102乙第2690号
URL	http://hdl.handle.net/2241/00126544

博 士 論 文

走方向変換動作に関するバイオメカニクス的研究

平成 25 年度

鈴 木 雄 太

筑波大学

目次

表一覧	iv
図一覧	v
1. 緒言	1
1.1 研究の背景	1
1.2 走方向変換動作のバイオメカニクス的研究の必要性	3
1.3 研究目的	7
1.4 研究課題	7
1.5 作業仮説	7
1.6 研究の限界	8
2. 文献研究	9
2.1 方向変換走タイムに影響を及ぼす要因に関する研究	9
2.1.1 直線走能力と方向変換走タイムとの関係に関する研究	9
2.1.2 下肢筋力と方向変換走タイムとの関係に関する研究	11
2.2 走方向変換技術の評価法に関する研究	12
2.3 走方向変換の力学的要因に関する研究	14
2.4 走方向変換動作に関する研究	15
2.4.1 Kinematics 的研究	15
2.4.2 下肢の筋活動および Kinetics に関する研究	16
3. 方法	19
3.1 実験 1：走方向変換動作の Kinematics 的分析	19
3.1.1 被験者および実験試技	19
3.1.2 データ収集	22
3.2 実験 2：走方向変換動作の Kinetics 的分析	22
3.2.1 被験者および実験試技	22
3.2.2 データ収集	25
3.3 データ処理	25
3.4 局面定義	26

3.5 算出項目と算出方法	26
3.5.1 身体重心の Kinematics と座標系	26
3.5.2 走方向変換角度	28
3.5.3 部分および関節座標系	28
3.5.4 支持脚部分および関節角度	29
3.5.5 身体重心加速度および地面反力の分解	30
3.5.6 関節トルクおよびトルクパワーの算出	30
3.5.7 関節トルクによる身体重心加速度の算出	38
3.6 統計処理	41
4. 走方向変換動作の評価指数	42
4.1 目的	42
4.2 方法	43
4.2.1 走方向変換指数	43
4.3 結果	43
4.3.1 直線走およびジグザグ走タイム	43
4.3.2 身体重心速度の変化	46
4.3.3 走方向変換の評価指数	51
4.4 考察	61
4.5 要約	62
5. 走方向変換動作における上位群と下位群の下肢 Kinematics の特徴	64
5.1 目的	64
5.2 方法	65
5.2.1 上位群および下位群の抽出	65
5.2.2 データの規格化	67
5.3 結果	67
5.3.1 上位群と下位群のジグザグ走タイム、走方向変換指数および走方向変換角度	67
5.3.2 上位群と下位群の身体重心水平速度とその変化	67
5.3.3 上位群および下位群の走方向変換動作	72
5.4 考察	85

5.4.1	90度のサイドステップにおける上位群と下位群の下肢 Kinematics の比較	87
5.4.2	90度のクロスステップにおける上位群と下位群の下肢 Kinematics の比較	88
5.5	要約	90
6.	走方向変換動作における上位群と下位群の下肢 Kinetics の特徴	92
6.1	目的	92
6.2	方法	93
6.2.1	上位群および下位群の抽出	93
6.2.2	データの規格化	93
6.3	結果	95
6.3.1	身体重心水平速度および走方向変換角度	95
6.3.2	地面反力	95
6.3.3	関節トルクおよび関節トルクパワー	99
6.3.4	上位群と下位群の相違	108
6.4	考察	119
6.4.1	走方向変換における下肢 Kinetics の特徴	119
6.4.2	上位群と下位群の支持脚 Kinetics の特徴	127
6.5	要約	136
7.	走方向変換動作の指導に関連して	140
8.	結論	148
8.1	走方向変換動作の評価指数について	148
8.2	上位群と下位群の下肢 Kinematics の特徴について	149
8.3	上位群と下位群の下肢 Kinetics の特徴について	149
8.4	走方向変換動作のトレーニングへの示唆について	149
	謝辞	151
	文献	152
	博士論文に関連する業績一覧	

表一覽

Table 3-1	Characteristics of the subjects in the experiment for the kinematic analysis of cutting motion (experiment 1, N=20).
Table 3-2	Characteristics of the subjects in the experiment for the kinetic analysis of cutting motion (experiment 2, N=20).
Table 4-1	The cutting motion index for the side step and cross step techniques.
Table 4-2	Correlation coefficients of the cutting motion index to the time of zigzag running (TZR), the decrease (V_{dec}) and increase in the center of gravity velocity (V_{inc}), and the direction change angle (DCA).
Table 4-3	Correlation coefficients of the difference between the time of zigzag running and sprint running to the time of zigzag running (TZR), the decrease (V_{dec}) and increase in the center of gravity velocity (V_{inc}), and the direction change angle (DCA).
Table 5-1	The times of the 30 m sprint running and zigzag running for the skilled and less-skilled groups in the side step and cross step techniques.
Table 7-1	Correlation coefficients between the cutting motion index and the peaks of joint torque and torque power of the support leg.

図一覽

Figure 1-1	Cutting motions with the side step and cross step techniques.
Figure 3-1	Three kinds of zigzag running with different cutting direction (experiment 1).
Figure 3-2	The experimental set-up and three cutting directions (experiment 2).
Figure 3-3	Definition of the local coordinate system fixed to the whole-body center of gravity (top view).
Figure 3-4	Definition of local coordinate systems fixed to the lower torso and support leg segments.
Figure 3-5	Definition of joint coordinate systems of the support leg.
Figure 3-6	Definition of the forward lean and inward lean angles for the torso and the support thigh and shank.
Figure 3-7	Definition of joint angles of the support leg.
Figure 3-8	Ground reaction forces in the global coordinate system (left) and local coordinate system fixed to the whole-body center of gravity (CG coordinate system) (right).
Figure 3-9	Free body diagram of the i-th segment.
Figure 4-1	The locus of the center of gravity (CG) and CG velocity at the instants of the foot strike and toe-off in the side step technique of 90° (top view) .
Figure 4-2	Means and standard deviations of the time of the 30m sprint running (SR) and zigzag running for the side step and cross step techniques.
Figure 4-3	Relationships between the time of the sprint running and zigzag running for the side step and cross step techniques.
Figure 4-4	Means and standard deviations of the horizontal velocity of the center of gravity at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the side step (left) and cross step techniques (right).
Figure 4-5	Means and standard deviations of the decrease and increase in the horizontal velocity of the center of gravity during the first and second phases for the side step (top) and cross step techniques (bottom).
Figure 4-6	Correlation coefficients between the time of zigzag running (TZR) and the decrease (V_{dec}) (top) and increase in the horizontal velocity of the center of gravity (V_{inc}) for the side step and cross step techniques (bottom).
Figure 4-7	Means and standard deviations of the direction change angle for the side step and cross step techniques.
Figure 4-8	Relationships between the time of zigzag running and the direction change angle for the side

- step and cross step techniques.
- Figure 4-9 Means and standard deviations of the difference between the time of zigzag running and sprint running (top), and the ratio of the zigzag running time to the sprint running time (bottom) for the side step and cross step techniques.
- Figure 4-10 Relationships between the difference between the time of zigzag running and sprint running and the ratio of the zigzag running time to the sprint running time for the side step and cross step techniques.
- Figure 4-11 Relationships between the cutting motion index and the difference between the time of zigzag running and sprint running for the side step and cross step techniques.
- Figure 5-1 Relationships between the cutting motion index (CMI) and the direction change angle (DCA) in the side step (left) and cross step techniques (right).
- Figure 5-2 Means and standard deviations of the cutting motion index (top) and direction change angle (bottom) for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right).
- Figure 5-3 Means and standard deviations of the horizontal velocity of the center of gravity at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right).
- Figure 5-4 Means and standard deviations of the decrease (V_{dec}) and increase in the horizontal velocity of the center of gravity (V_{inc}) during the first and second phases for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right).
- Figure 5-5 Means and standard deviations of the mean normal acceleration (top) and velocity change in the normal direction (bottom) for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right) with 90 degrees direction change.
- Figure 5-6 Means and standard deviations of the support time for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right) with 90 degrees direction change.
- Figure 5-7 Means and standard deviations of the joint angle of the support leg at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the skilled and less-skilled groups in the side step technique.
- Figure 5-8 Means and standard deviations of the changes in the hip (top), knee (middle), and ankle joint angles (bottom) in the first and second phases for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 5-9 Averaged patterns of the forward lean angle (top) and angular velocity (bottom) of the torso (left) thigh (middle) and shank (right) for the skilled (S) and less-skilled groups (L) in the side step technique with 90 degrees direction change.

- Figure 5-10 Averaged patterns of the medial lean angle of the thigh (top) and shank (bottom) for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 5-11 Means and standard deviations of the joint angle of the support leg at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique.
- Figure 5-12 Means and standard deviations of the changes in the hip (top), knee (middle), and ankle joint angles (bottom) during the first and second phases for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 5-13 Averaged patterns of the forward lean angle (top) and angular velocity (bottom) of the torso (left) thigh (middle) and shank (right) for the skilled (S) and less-skilled groups (L) in the cross step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 5-14 Averaged patterns of the medial lean angle of the thigh (top) and shank (bottom) for the skilled (S) and less-skilled groups (L) in the cross step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-1 Relationships between the cutting motion index (CMI) and direction change angle (DCA) in the side step (left) and cross step techniques (right).
- Figure 6-2 Means and standard deviations of the horizontal velocity of the center of gravity at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the side step (left) and cross step techniques (right).
- Figure 6-3 Means and standard deviations of the cutting motion index (CMI) and direction change angle (DCA) for the side step (left) and cross step techniques (right).
- Figure 6-4 Averaged patterns of the normal (top), tangential (middle), and vertical (bottom) components of the ground reaction force for the side step (left) and cross step techniques (right).
- Figure 6-5 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the hip of the support leg during the support phase for side step technique.
- Figure 6-6 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the knee of the support leg during the support phase for side step technique.
- Figure 6-7 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the ankle of the support leg during the support phase for side step technique.
- Figure 6-8 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the hip of the support leg during the support phase for cross step technique.

- Figure 6-9 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the knee of the support leg during the support phase for cross step technique.
- Figure 6-10 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the ankle of the support leg during the support phase for cross step technique.
- Figure 6-11 Averaged patterns of the hip, knee, and ankle joint torque for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 30 degrees (left), 60 degrees (center), and 90 degrees direction changes (right).
- Figure 6-12 Averaged patterns of the hip, knee, and ankle joint torque for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique with 30 degrees (left), 60 degree (center), and 90 degrees direction changes (right).
- Figure 6-13 Averaged patterns of the normal (top), tangential (middle), and vertical (bottom) components of the ground reaction force for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-14 Averaged patterns of the normal (top), tangential (middle), and vertical (bottom) components of the ground reaction force for skilled and less-skilled groups of the cross step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-15 Averaged patterns of the joint angular velocity (top), joint torque (middle), joint torque power (bottom) of the support leg for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 decrees direction change.
- Figure 6-16 Averaged patterns of the joint angular velocity (top), joint torque (middle), joint torque power (bottom) of the support leg for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-17 Averaged patterns of tangential acceleration of the whole body center of gravity generated by the hip, knee, and ankle joint torques of the skilled and less-skilled groups for the side step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-18 Averaged patterns of tangential acceleration of the whole body center of gravity generated by the hip, knee, and ankle joint torques of the skilled and less-skilled groups for the cross step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-19 Direction of the torso moment about the center of gravity of torso segment due to the joint force of support hip and the joint torque of support and swing hip during the support phase of side step technique (lateral view).
- Figure 6-20 Direction of the ground reaction force applied by the hip adduction torque for the side step technique (back view).

- Figure 6-21 Averaged patterns of the forward lean angles (top) and angular velocities (bottom) of the torso (left), thigh (center), and shank (right) for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-22 Series of stick pictures of the support leg and torso of the skilled, less-skilled, and modified less-skilled groups for the side step technique with 90 degrees direction change (top: skilled (broken line) and less-skilled (solid line) groups, bottom: skilled (broken line) and modified less-skilled groups(solid line)).
- Figure 6-23 Averaged patterns of tangential acceleration of the whole body center of gravity generated by the hip, knee, and ankle joint torques of the skilled and modified less-skilled groups for the side step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-24 Averaged patterns of the forward lean angles (top) and angular velocities (bottom) of the torso (left), thigh (center), and shank (right) for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 6-25 Series of stick pictures of the support leg and torso of the skilled, less-skilled, and modified less-skilled groups for the cross step technique with 90 degrees direction change (top: skilled (broken line) and less-skilled (solid line) groups, bottom: skilled (broken line) and modified less-skilled groups(solid line)).
- Figure 6-26 Averaged patterns of tangential acceleration of the whole body center of gravity generated by the hip, knee, and ankle joint torques of the skilled and modified less-skilled groups for the cross step technique with 90 degrees direction change.
- Figure 7-1 Relationships between the foot contact angle and shank (top) and thigh forward lean angles at the foot strike (middle) and thigh forward lean angular velocity in the deceleration phase (bottom) for the side step and cross step techniques.
- Figure 7-2 Relationships between the foot contact angle and the medial lean angle at the foot strike for the side step and cross step techniques.
- Figure 7-3 Locus of the center of gravity and the location of the support foot at the instant of the foot strike in the horizontal plane for the subjects F and S (SS-90°).

1. 緒言

1.1 研究の背景

体育のねらいの 1 つとして、身体運動を身に付け、生涯にわたって運動に親しむ資質や能力を育てることがある。平成 20 年 3 月に改訂された新学習指導要領では、小学校体育の目標の 1 つとして基本的な動きや技能を身に付けることが挙げられている。体育科学センターは、幼児の自由遊びを観察・調査した結果から、基本動作を安定性、移動動作、操作動作の 3 つのカテゴリに分類しており、その中でも移動運動は、日常生活ばかりでなく、体育・スポーツの場においても最も基礎的かつ重要な動作の 1 つである。さらに、移動運動は跳ぶ、跳び上がるといった上下動作、歩く、走るといった水平動作、かわす、よけるといった回避動作に分けられている。このような基礎的動きの具体的な動き方や評価法などを提示することは、効果的な指導を行うために有効と考えられ、そのためにはこれらの動作のバイオメカニクス的研究が必要であろう。これまでに上下動作の 1 つである跳躍動作 (Dapena and Chung, 1988 ; 阿江ら, 1994) や水平動作の歩行 (Winter, 1984 ; MacKinnon and Winter, 1993) および走動作 (Mann, 1981 ; 阿江ら, 1986) に関するバイオメカニクス的研究は数多く行われているものの、回避動作をバイオメカニクスの的に研究したものは少ないようである。

岡本 (1992) や Cinelli and Patla (2007) は、人が障害物などをかわそうとする場合、障害物までの距離や移動時間を見積もり、それに応じて障害物に衝突しないように移動方向を変換 (方向変換) すると述べている。したがって、より確実に障害物を回避するには、障

害物までの距離や移動時間を正確に見積もるとともに素早く意図した方向に方向変換する必要があり、特に基礎的動きの観点からは素早く方向変換するための技術を身に付ける必要があると考えられる。

サッカーやバスケットボールをはじめとする多くの球技スポーツでは、選手には直線速く走る能力とともに、フェイントのように素早く走方向を変換する能力が求められる。田中ら（1999）は、球技選手を対象にフィールドテストを行った結果、直線走タイムには競技水準による差がみられなかったが、方向変換走タイムは競技水準の高いものの方が短かったことから、走方向変換技術が球技選手の競技水準の左右する要因の 1 つであると述べている。このように、様々な方向へ素早く移動方向を変換する動きは、子どもに身につけさせるべき基礎的動きであると同時に、スポーツ選手の競技力にも影響を及ぼす重要な動きの 1 つであると考えられる。

走方向変換の指導では、SAQ（Speed Agility Quickness）トレーニング（日本 SAQ 協会，2009）や方向変換走、プライオメトリックトレーニングなどが行われている。素早く走方向変換を行うためには、下肢が大きな筋力・パワーを発揮することが重要であると考えられたため、下肢の筋力特性と方向変換走タイムとの関係を検討した研究（Young et al., 2002 ; Markovic, 2007）はあるが、下肢の筋力と方向変換走タイムとの相関係数はいずれも高いものではない。この原因として、素早く走方向を変換するためには片脚支持でバランスを保ちながら地面を強く蹴る必要があること（Markovic, 2007）、走方向変換は下肢筋力以外にも技術的な要因の影響を受けることなどが考えられる（Young et al., 2002）。しかし、素早く走方向を変換するための動作を詳細に検討した研究はほとんどなく、合理的な走方向変

換動作がどのようなものか、熟練者の走方向変換動作がどのようなものかなどは明らかにされていないため、走方向変換の指導では体力的要素の向上をねらいとしたトレーニングが中心で、走方向変換動作やその技術の改善をねらいとしたものはあまり行われていないようである。

1.2 走方向変換動作のバイオメカニクス的研究の必要性

これまでの走方向変換に関する研究では、走方向変換技術の指標の 1 つとして方向変換走のタイムが用いられてきた（瀧井と福井，1984；米田，1988）。一方、方向変換走のタイムは直線走能力、下肢筋力、走方向変換技術など、複数の要因の影響を受けるため（Young et al., 2002）、方向変換走のタイムのみでは走方向変換技術を十分に評価することは困難であると考えられる。中山（1998）は方向変換走タイムと直線走タイムの差を、田中ら（1999）は方向変換走における平均走スピードを直線走スピードで除したものを走方向変換技術の評価指標としている。中山（1998）や田中ら（1999）の指標は、直線走と方向変換走のタイムあるいは平均走スピードとの差をもとにして方向変換技術を評価しようとするものであり、簡便ではあるが、下肢筋力などの走能力以外の影響を大きく受ける、走方向変換動作あるいは技術の評価には適していないという短所があり、素早く走方向を変換するための技術的要因を明らかにしようとする場合には不十分と考えられる。

走方向変換は、力学的には、地面反力により身体重心速度の方向を変えることであるが、一般に身体重心速度の減速と加速を伴う。大築ら（1986）は、球技選手にターゲットキャッチを行わせたときの走方向変換開始からターゲットをキャッチするまでに要した時間 (t)、

その間に移動した距離 (d)、走方向変換開始時の走スピード (v) の 3 つの変数から算出した「素早さ指数 T ($T=t/dv$)」や、走方向変換前の頭頂部位置 (h_0) とキャッチ時のターゲット位置を結ぶ直線と走方向変換開始時の頭頂部位置 (h_1) と h_0 を結ぶ線分 L 間の角度 (a) を 100% とし、走方向変換 2 歩目の頭頂部位置と h_0 を結ぶ線分と L 間の角度の a に対する割合として算出した「方向変化指数」、ターゲットキャッチまでに要した歩数と移動距離から算出した「歩数指数」、走方向変換前における頭頂部の水平速度に対する走方向変換中の頭頂部水平速度の最小値として算出した「速度低下指数」を走方向変換の評価指数として用いている。そして、これらの指数は性別や競技種目、競技経験年数に影響されないことから、走方向変換技術の指標になり得るとしている。しかし、大築ら (1986) の方向変化指数や移動距離は、頭頂部の位置を用いて算出されているため、これらの値は走方向変換中の姿勢変化などの影響を受けると考えられ、走方向変換に関する評価は身体重心あるいはその速度を用いて行う必要がある。さらに、実際の球技スポーツでは、なるべく走スピードを維持して、短時間に大きく走方向を変換することが求められることが多いことを考えると、走方向変換動作を評価する場合には、走スピードの維持と走方向変換の角度の 2 つの観点から評価する必要があると考えられる。

走方向変換動作には、変換方向側の脚を進行方向へ踏み出すサイドステップ (Side step, 以下 SS) と、変換方向とは逆側の脚を支持脚の前でクロスして、進行方向へ踏み出すクロスステップ (Cross step, 以下 CS) の 2 つがあるとされている (Andrews et al., 1977) (図 1-1)。球技スポーツでは SS と CS は、走方向変換時にどちらの脚が接地しているかによって選択されるため (大築, 2004)、球技選手は SS と CS の両方に習熟していることが求め

Side step technique

Side view

Foot strike

Toe-off



Back view

Foot strike

Toe-off



Cross step technique

Side view

Foot strike

Toe-off



Back view

Foot strike

Toe-off

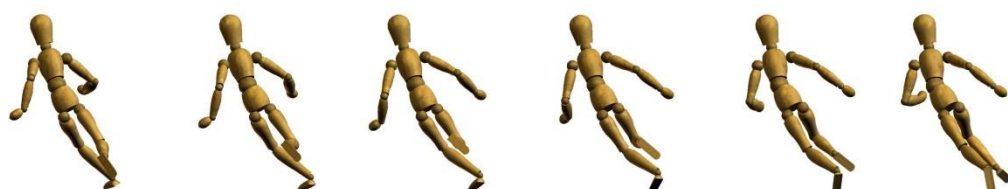


Figure 1-1 Cutting motions with the side step and cross step techniques.

られる。また、Dawson et al. (2004) はオーストラリア式ラグビーの、Bloomfield et al. (2007) はサッカーの試合における選手の動きを分析した結果、選手は走方向を様々な角度へ変換するが、その角度は多くの場合で 90 度以下であったと報告している。したがって、球技選手の走方向変換技術を明らかにするには、変換角度が 90 度以下の方向変換走における動作を検討する必要があると考えられる。

一方、走方向変換を素早く行うには、下肢筋群の大きな筋力・パワーが要求され、下肢関節に大きな負荷が加わることから、球技選手が下肢の障害を引き起こす原因の 1 つともなっている。Besier et al. (2001) は、方向変換走では直線走よりも地面反力による膝関節内外反および内外旋モーメントが大きいため、前十字靱帯や内側および外側側副靱帯への負荷が大きくなると述べている。McLean et al. (2005a) は、接地時に股関節の屈曲および内旋角度と膝関節の外反角度が大きいと、支持期における膝関節外反トルクが大きくなり、前十字靱帯の障害の危険性が高くなると述べている。これらの研究は走方向変換動作を詳細に分析しているものの、下肢、特に前十字靱帯への負荷に着目したスポーツ医学的観点からのものであり、素早く走方向を変換するための技術や合理的な走方向変換動作は明らかにされていない。また、Grindstaff et al. (2006) は合理的な走方向変換動作を身に付けることは、走方向変換能力の向上のみならず怪我や故障の予防にも役立つ可能性があると述べている。したがって、素早く走方向を変換するための動作をバイオメカニクスの観点から明らかにすることは、走方向変換動作の指導法やトレーニング法を考えるために、さらに下肢の障害を予防するためにも役立つと考えられる。

1.3 研究目的

本研究の目的は、走方向変換動作をバイオメカニクスの分析し、走方向変換技術を評価するための指数を提案するとともに、その技術的要因を明らかにし、走方向変換動作を指導する場合の示唆を得ることである。

1.4 研究課題

本研究の目的を達成するために以下の 3 つの課題を設定した。

研究課題 1

スピードと方向変換角度の観点から走方向変換技術を評価するための指数を提案すること。

研究課題 2

走方向変換動作をバイオメカニクスの分析し、スピードの減少を小さくして方向変換するための技術的要因を明らかにすること。

研究課題 3

得られた知見をもとに走方向変換動作の指導への示唆を得ること。

1.5 作業仮説

本研究は以下の仮定のもとで行われた。

- ① 身体各セグメントは剛体とみなすことができ、身体は 15 の部分からなる剛体リンクモデルとみなすことができる。

- ② 被験者の身体部分慣性特性は，阿江（1996）の推定式を用いて算出できる．
- ③ 全ての試技において疲労による影響はない．

1.6 研究の限界

本研究には，以下に述べる限界があろう．

- ① 走方向変換角度が 90 度を大きく超える場合は，本研究で得られた知見をそのまま適用することはできない．
- ② 関節トルクは関節まわりの筋群および靱帯などの組織が発揮した合成トルクであり，個々の筋の作用については言及できない．
- ③ 球技スポーツ中の走方向変換では，ボールの操作を伴う場合があるが，本研究ではボールを用いない場合を検討したので，本研究の知見のみではボールの操作を伴った走方向変換技術には言及できない．
- ④ 本研究では，サッカー，バスケットボール，ハンドボール，ラグビー選手を対象としたが，競技種目による影響は検討していないので，競技種目に応じた走方向変換技術には言及できない．
- ⑤ 本研究で得られた知見は男子学生球技選手を対象としたものであるもので，競技レベルが大きく異なる者，筋力の劣る者，女性や子どもに適用する場合には注意が必要である．

2. 文献研究

2.1 方向変換走タイムに影響を及ぼす要因に関する研究

2.1.1 直線走能力と方向変換走タイムとの関係に関する研究

これまでも直線走能力と方向変換走タイムとの関係を検討した研究は数多くある (Paule et al., 2000 ; Gabbett et al., 2008 ; Condello et al., 2013 など). Paule et al. (2000) は男子学生 152 名および女子学生 152 名を対象に 40 ヤード (約 36.6m) 直線走と方向変換走タイムとの関係を検討した結果, 男子学生と女子学生ともに有意な正の相関がみられたと報告している (男子学生: $r=0.55$, $p<0.05$; 女子学生: $r=0.73$, $p<0.05$). Vescovi and McGuigan (2008) は, 女子高校生サッカー選手 83 名, 女子学生サッカー選手 51 名および女子学生ラクロス選手 79 名を対象に直線走タイム (9.1m, 18.2m, 27.3m および 36.6m) と方向変換走タイムとの関係を検討した結果, いずれの被験者群においても直線走タイムと方向変換走タイムとの間に有意な相関がみられたと報告している ($r=0.297\sim0.831$). Peterson et al. (2006) は, 専門的にスポーツを行っている男子学生 19 名, 女子学生 36 名を対象に走速度 (36.6m 走における平均走速度) と方向変換走タイムとの関係を検討した結果, 男子学生と女子学生ともこれらの間に有意な相関がみられたことを報告している (男子: $r=-0.693$, 女子: $r=-0.579$). Condello et al. (2013) は, 8 歳から 19 歳の男子学生ラグビー選手 157 名を対象に, 年代ごと (U9, U11, U13, U15, U17, U19) に 15m 直線走タイムと 15m 方向変換走タイムとの関係を検討した結果, いずれにおいても有意な正の相関がみられたと報告している ($r=0.55\sim0.900$).

一方、Little and Williams (2005) は、106 名のプロサッカー選手を対象に加速能力 (10m 走タイム) および最大疾走速度 (30m から 50m の区間タイム) と 20m ジグザグ走タイムとの関係を検討している。その結果、加速能力および最大疾走速度と 20m ジグザグ走タイムとの間の相関係数は、統計的に有意ではあるものの、その値は小さかったと報告している (加速能力 : $r=0.346$, $p<0.0005$; 最大疾走速度 : $r=0.458$, $p<0.0005$)。Chaouachi et al. (2009) は、成人男性バスケットボール選手 14 名を対象に、5m, 10m および 30m 直線走タイムと方向変換走タイムとの関係を検討している。その結果、いずれの直線走タイムも方向変換走タイムとの間には有意な相関はみられなかったと報告している (5m : $r=-0.22$, 10m : $r=0.07$, 30m : $r=0.23$)。Sassi et al. (2009) は、体育を専門とする男子学生 52 名、女子学生 34 名を対象に 10m 直線走タイムと方向変換走タイムとの関係を検討した結果、女子学生では有意ではあるものの弱い相関がみられ ($r=0.34$, $p<0.05$)、男子学生では有意な相関はみられなかったと報告している ($r=0.22$)。Sheppard and Young (2006) は、直線走タイムと方向変換走タイムとの関係を検討した研究を概括し、これらの間に強い相関はみられないことから、走方向変換能力と直線走能力が異なる能力であると推察している。

このように、先行研究において直線走タイムと方向変換走タイムとの関係には一貫した結果がみられない。Vescovi and McGuigan (2008) は、この原因の 1 つとしてこれらの研究で用いられている方向変換走が異なることを挙げている。さらに、中山 (1998) が走方向変換の角度や回数が増加するにしたがって直線走タイムと方向変換走タイムとの相関係数が小さくなると述べていることから、方向変換走タイムは直線走能力の影響を受けるものの、他の要因の影響も受けると推察される。

2.1.2 下肢筋力と方向変換走タイムとの関係に関する研究

走方向変換を素早く行うには、下肢筋群の大きな筋力・パワーが要求されると考えられるため、下肢の筋力特性と方向変換走タイムとの関係を検討した研究は数多くある。

Vascovi and McGuigan (2008) は、女子高校生サッカー選手 83 名、女子学生サッカー選手 51 名および女子学生ラクロス選手 79 名を対象に垂直跳びの跳躍高と方向変換走タイムとの関係を検討した結果、いずれの被験者群においても有意な相関がみられたと述べている ($r=-0.358\sim-0.698$)。Young et al. (2002) は、膝関節の等速性筋収縮時のコンセントリックパワーおよびドロップジャンプ中の下肢の reactive strength (ドロップジャンプの跳躍高を接地時間で除したもの) と方向変換走タイムとの関係を検討している。その結果、膝関節のコンセントリックパワーと方向変換走タイムの間には有意な相関はみられなかったが、reactive strength との間には有意な相関がみられ、これはドロップジャンプ中の脚の伸展動作が走方向変換中の動作と類似しているためと述べている。

Sassi et al. (2009) は体育を専門とする男子学生 52 名、女子学生 34 名を対象に垂直跳びの跳躍高と方向変換走タイムとの関係を検討した結果、女子学生では有意ではあるものの弱い相関がみられ ($r=-0.47$, $p<0.01$)、男子学生では有意な相関はみられなかったと報告している ($r=-0.07$)。Markovic (2007) は、76 名の体育を専門とする男子学生を対象にスクワットジャンプおよびホッピング中の平均パワーや立幅跳びの跳躍距離、スクワットの最大挙上重量と方向変換走タイムとの関係を検討した結果、これらの間に有意な相関はみられなかったと報告している。Markovic et al. (2007a) は、168 名の体育を専攻する男子学生を対象に垂直跳びとドロップジャンプの跳躍高やスクワットの最大挙上重量と方向変換走タ

タイムとの関係を検討した結果、これらの間に強い相関はみられなかったと報告している。

このように、先行研究において下肢筋力と方向変換走タイムとの関係にも一貫した結果はみられていない。この原因として、Markovic et al. (2007a) は、走方向変換では脚の伸展力のみならず動作の協調性やバランスの保持なども重要であることを示唆している。また、Young et al. (2002) は、方向変換走タイムは直線走能力、下肢筋力、走方向変換技術など、複数の要因の影響を受けると述べている。したがって、走方向変換タイムが直線走能力、下肢筋力のみならず、走方向変換技術の影響も受けることが推察される。しかし、走方向変換技術が方向変換走タイムに及ぼす影響を検討した研究はほとんどないようである。

2.2 走方向変換技術の評価法に関する研究

これまでの研究や指導現場では、走方向変換技術の評価の指標として方向変換走タイムが用いられている（瀧井と福井，1984；米田，1988 など）。ジグザグ走をはじめとする方向変換走の多くは、直線走局面と走方向変換局面が混在し、そのタイムは直線走能力、下肢筋力、走方向変換技術などの影響を受けることから（Young et al., 2002）、方向変換走のタイムのみでは走方向変換技術を十分に評価するのは困難と考えられる。中山（1998）は、方向変換走タイムと直線走タイムの差を、田中ら（1999）は方向変換走における平均走スピードを直線走スピードで除したものを方向変換技術の評価する指標とし、方向変換走タイムとの関係を検討した。その結果、これらの指標と方向変換走タイムとの間に有意な正の相関がみられたこと、走方向変換の角度や回数が増加するにしたがって相関係数が大きくなることを報告している。これらの指標は、直線走と方向変換走のタイムあるいは平均

走スピードとの差をもとにして方向変換技術を評価しようとするものであり、簡便ではあるが、下肢筋力などの走能力以外の影響を大きく受ける、走方向変換動作あるいは技術の評価には適していないという短所があり、素早く走方向を変換するための技術的要因を明らかにしようとする場合には不十分と考えられる。

大築ら（1986）は、球技選手にターゲットキャッチを行わせたときの走方向変換開始からターゲットをキャッチするまでに要した時間（ t ）、その間に移動した距離（ d ）、走方向変換開始時の走スピード（ v ）の 3 つの変数から算出した「素早さ指数 T （ $T=t/dv$ ）」や、走方向変換前の頭頂部位置（ h_0 ）とキャッチ時のターゲット位置を結ぶ直線と走方向変換開始時の頭頂部位置（ h_1 ）と h_0 を結ぶ線分 L 間の角度（ a ）を 100% とし、走方向変換 2 歩目の頭頂部位置と h_0 を結ぶ線分と L 間の角度の a に対する割合として算出した「方向変化指数」、ターゲットキャッチまでに要した歩数と移動距離から算出した「歩数指数」、走方向変換前における頭頂部の水平速度に対する走方向変換中の頭頂部水平速度の最小値として算出した「速度低下指数」などを走方向変換の評価指数として、走方向変換技術を検討した。その結果、これらの指数が性別、競技種目、競技経験年数に影響されないことから、走方向変換技術の評価指数になり得ると述べている。しかし、大築ら（1986）は、走スピードや方向変化指数を頭部位置から算出しているため、これらは走方向変換中の姿勢変化などの影響を受けると考えられる。このため、走方向の変換に関する評価は身体重心あるいはその速度を用いて行う必要があると考えられる。また、実際の球技スポーツでは、なるべく走スピードを維持して大きく走方向を変換することを求められることが多いことを考えると、走方向変換技術を評価する場合には、走スピードの維持と走方向の変換角度の 2 つの

観点から評価する必要があると考えられる。

2.3 走方向変換の力学的要因に関する研究

走方向の変換は、力学的には身体重心速度の方向を地面反力によって変化させることであるため、走方向変換における走速度の変化と地面反力との関係を検討した研究は数多くある。Schot et al. (1995) は、変換角度が 45 度および 90 度の走方向変換における地面反力を比較した結果、地面反力のパターンは類似していたものの、変換角度が大きい場合には、支持期前半における減速方向の力積および後半における加速方向の力積が大きくなると報告している。この原因として、Schot et al. (1995) は、変換角度が小さい場合は助走で得られた運動量の多くを保持することができるが、変換角度が大きい場合には助走で得られた運動量を減少させ、新たに運動量を獲得しなければならないからであると述べている。木村と桜井 (2010b) は、異なる走スピードにおける走方向変換動作中の地面反力を測定した結果、走スピードが大きい場合には支持期前半の減速が増大し、後半の加速が減少すると述べている。

Jindrich et al. (2006) は、走方向変換における地面反力を測定した結果、変換角度が大きくなると、より大きな法線方向の力積を得る必要があるが、地面反力を大きくすることには限界があるため接地時間が長くなり、走速度の減少量が増大すると述べている。Chang and Kram (2007) は、半径が異なる円周上を疾走させた時の走スピードと地面反力との関係を検討している。そして、円周上を疾走する時の疾走速度は、円の半径のみならず地面反力の大きさによっても制限され、同じ半径の円周上を疾走した場合、法線方向の地面反力が

小さい被験者では、疾走速度が小さかったことを報告している。

以上の研究から、走方向変換では、走スピードや変換角度が大きくなると減速が大きくなること、走スピードを維持するには大きな法線方向の地面反力が必要であることがわかる。しかし、身体重心速度の変化や地面反力と走方向変換動作との関係は十分に明らかにされていないようである。

2.4 走方向変換動作に関する研究

2.4.1 Kinematics 的研究

Hamill et al. (1987) や加賀と高戸 (1992) は、走方向変換動作の特徴として、直線疾走時に比べて支持時間が長くなり、身体の内傾がみられると述べている。Hamill et al. (1987) は、走方向変換において身体の内傾がみられる原因として走方向変換では身体重心に遠心力が作用し、それに抗するために身体を内傾する必要があると述べている。Greene (1985) は、走方向変換において身体が内傾することで地面反力の法線成分が大きく、鉛直成分が小さくなると述べている。さらに、Greene (1985) は、曲率半径が小さい場合は身体の内傾角度を大きくする必要がある、これによって地面反力の鉛直成分が小さくなるため、支持時間が増大すると示唆している。

Houck et al. (2005) は、歩行時に予め指示されていた方向変換動作と信号に反応して行う方向変換動作を比較した結果、予め指示されていた場合では、接地時に支持脚を外側方向へ大きく踏み出だし、体幹の内傾角が大きかったと述べている。木村と桜井 (2010a) も同様に、予め指示されていた場合と信号に反応して行う場合の走方向変換動作を比較してい

る。その結果、予め指示されていた場合では、走スピードが大きいにも関わらず減速が小さかったこと、膝関節および股関節の接地時の角度と支持期中の動作範囲が小さかったことを報告している。

一方、女性が男性よりも前十字靱帯の障害を引き起こす可能性が高いことから、走方向変換動作の性差について検討した研究は数多くある (Ford et al., 2005 ; McLean et al., 2005b) . Sigward and Powers (2006) は、膝関節の屈曲/伸展、内反/外反、内旋/外旋角度には男女間に差はみられなかったと報告している。一方、Ford et al. (2005) は女性では男性よりも膝関節が支持期を通して外反位にあること、McLean et al. (2005b) は女性では接地時の膝関節外反角度および膝関節の最大外反角度がともに大きいことを報告している。McLean et al. (1998) は、膝関節外反角度が大きい場合には、地面反力の鉛直成分による外反モーメントが大きくなるため、前十字靱帯損傷の可能性が高まることを示唆している。

以上のように、走方向変換動作を Kinematics 的に分析した研究はあるが、素早く走方向を変換するための技術的要因を検討したものは少なく、合理的な走方向変換動作は明らかにされていないようである。

2.4.2 下肢の筋活動および Kinetics に関する研究

Bencke et al. (2000) は、SS による走方向変換における支持脚の筋活動を測定した結果、腓腹筋とハムストリングス（大腿二頭筋および半腱様筋）の活動は、方向変換接地前に一度大きくなり、支持期前半では活動が低下した後、支持期後半ではもう一度大きくなる一方で、大腿四頭筋（内側および外側広筋）の活動は、支持期前半において大きいことを報

告している。Neptune et al. (1999) や Rand and Ohtsuki (2000) は、下肢の Kinematics と EMG を測定し、下肢の筋の役割を検討している。その結果、膝関節伸筋群である内側広筋および大腿直筋と足関節底屈筋群である腓腹筋が、支持期前半ではエキセントリックな筋活動を行うことで減速することに、支持期後半ではコンセントリックな筋活動を行なうことで加速することに貢献していると述べている。このように、これまでの研究では走方向変換中の下肢の動作と筋活動から、下肢の関節や筋の役割を検討しようとしたものが多い。しかし、Colby et al. (2000) や Hanson et al. (2008) が指摘するように、筋張力はその活動量だけでなく、力-長さ関係や力-速さ関係の影響も受けるため、筋活動のみで筋の張力を検討することは困難である。さらに、下肢の関節や筋が身体重心の速度や身体の姿勢の変化に及ぼす影響を明らかにするには Kinematics や EMG による分析だけでは不十分であり、下肢関節の Kinetics 的分析が必要であると考えられる。

走方向変換における下肢の Kinetics に関する研究は、傷害発生と関連付けたものが多い (Besier et al., 2001 ; Pollard et al., 2004 ; McLean et al., 2005a)。McLean et al. (2005a) は、男子学生および女子学生バスケットボール選手 20 名（男女それぞれ 10 名）を対象に、SS による走方向変換中の膝関節へ作用するモーメント測定した結果、支持期における膝関節外反モーメントの最大値は男子選手よりも女子選手で大きかったことを報告している。Sigward and Powers (2006) は、8 年以上のサッカー経験を有する女性被験者 15 名を上位群、5 年以下の女性被験者 15 名を下位群とし、両群の膝関節トルクを比較した。その結果、接地直後の膝関節屈曲、内反、内旋トルクがいずれも下位群よりも上位群で大きく、上位群の方が膝関節の傷害の危険性が高いことを示唆している。Gabbett et al. (2012) は、方向変

換における体幹内傾/外傾角度と膝関節内反/外反モーメントおよび内旋/外旋モーメントとの関係を検討した結果、体幹が外傾すると膝関節外反モーメントおよび内旋モーメントが大きくなるため、方向変換動作中の体幹のコントロールは膝関節の傷害予防に重要であることを示唆している。これらの研究は、走方向変換中の支持脚 **Kinetics** を下肢関節の傷害という観点から検討したもので、走方向変換における下肢関節の役割や技術についてはほとんど述べていない。

以上の文献研究から、方向変換走タイムが走方向変換技術のみならず直線走能力や下肢筋力、走方向変換技術など、複数の要因の影響を受けることがわかった。しかし、これまでの走方向変換に関する研究では、走方向変換技術の評価法や、素早く走方向を変換するための技術的要因については十分に明らかにされていない。したがって、走方向変換技術の評価指数を提案し、それによって分類された上位者と下位者の動作を比較することで、走方向変換動作の技術的要因を明らかにできると考えられる。

3. 方法

本研究では、まず走方向変換動作の評価指数の提案および Kinematics 的分析のための撮影を行い（実験 1）、次に Kinetics 的分析のための地面反力の測定を行った（実験 2）。両実験における被験者は異なっていた。

3.1 実験 1：走方向変換動作の Kinematics 的分析

3.1.1 被験者および実験試技

被験者は男子学生球技選手 20 名とした。被験者の特性を表 3-1 に示した。実験に先立ち、被験者に実験の目的と内容を説明し、実験参加の同意を得た。

走方向変換で用いるステップをサイドステップ（SS）あるいはクロスステップ（CS）とし、図 3-1 に示したように走方向に対する変換角度（設定変換角度）が 30 度、60 度、90 度のジグザグ走と 30m 直線走を全力で行わせた。ジグザグ走は、スタート地点からゴール地点までの間に 5m 間隔で走方向変換点を 5 箇所設定し、いずれも総走距離が 30m になるようにした。試技順はランダムに決定し、疲労の影響を避けるため試技間に十分な休息時間をおいた。

スタートはスタンディングスタートとし、被験者にはスタート地点からゴール地点までできる限り早く走り抜けること、走方向を変換する際に SS では外側の足（第 3 走方向変換点では右足）を、CS では内側の足（第 3 走方向変換点では左足）をそれぞれの走方向変換点に設置したマーカー（プラスチック製、直径 0.20m、高さ 0.08m のコーン）のなるべく

Table 3-1 Characteristics of the subjects in the experiment for the kinematic analysis of cutting motion (experiment 1, N=20).

	Age (years)	Height (m)	Body mass (kg)
Mean	19.7	1.74	66.1
S.D.	1.3	0.05	5.2
Max.	22.0	1.83	75.3
Min.	18.0	1.63	56.6

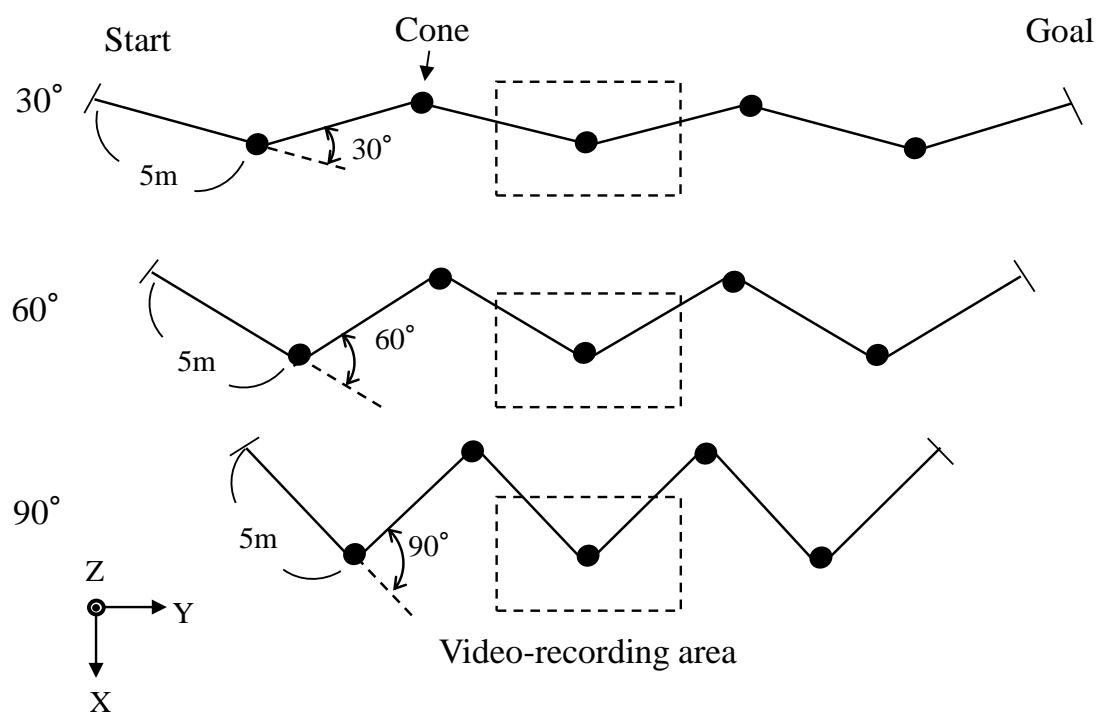


Figure 3-1 Three kinds of zigzag running with different cutting direction (experiment 1).

近くに接地するように指示した。各試技でそれぞれ 2 回ずつ測定し、ジグザグ走タイムが短かった試技を分析対象とした。

3.1.2 データ収集

直線走およびジグザグ走のタイムを光電管で計測すると同時に、ジグザグ走の第 3 走方向変換点における走方向変換動作を 2 台の DV カメラで毎秒 60 フィールドで撮影した（撮影範囲：前後方向 5m，左右方向 3.5m，高さ 2m）。撮影した VTR 画像から 3 次元座標値を得るため、撮影範囲内の 12 箇所に高さ 2m のキャリブレーションポールを立てて、実験に先立って撮影した。また、VTR 画像を同期するために、2 台の DV カメラに発光ダイオードの光を映し込んだ。

3.2 実験 2：走方向変換動作の Kinetics 的分析

3.2.1 被験者および実験試技

被験者は男子学生球技選手 20 名とした。被験者の特性を表 3-2 に示した。走方向変換動作の Kinetics 分析のための実験は、筑波大学大学院人間総合科学研究科倫理委員会の承認を得た上で行われた。

走方向変換で用いるステップを SS あるいは CS とし、図 3-2 に示したように設定変換角度が 30 度、60 度、90 度の方向変換走を全力で行わせた。スタートはスタンディングスタートとし、フォースプレートから 10m の地点から被験者の任意のタイミングでスタートさせた。方向変換走タイムを測定するため、フォースプレートから 3m の地点に光電管を設置

Table 3-2 Characteristics of the subjects in the experiment for the kinetic analysis of cutting motion (experiment 2, N=20).

	Age (years)	Height (m)	Body mass (kg)
Mean	20.3	1.76	73.2
S.D.	0.8	0.06	7.7
Max.	22.0	1.88	83.4
Min.	19.0	1.62	58.0

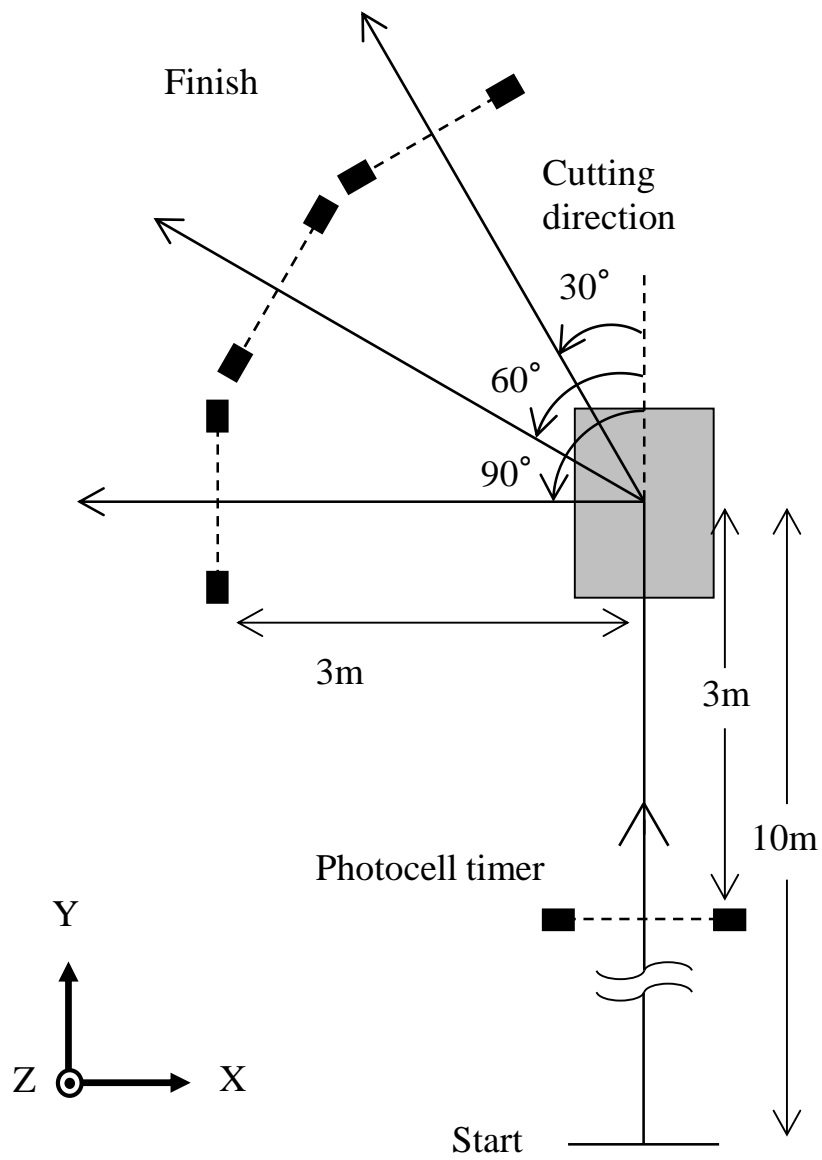


Figure 3-2 The experimental set-up and three cutting directions (experiment 2).

し、被験者にはこの範囲をできる限り早く走り抜け、SS では右足で、CS では左足でフォースプレートを踏むよう指示した。フォースプレートを踏み外した場合、両足でフォースプレートを踏んだ場合は失敗試技とした。試技順はランダムに決定し、疲労の影響を避けるために試技間に十分な休息時間をおいた。各試技で成功試技を 3 回ずつ測定し、方向変換走タイムが最も短かった試技を分析対象とした。

3.2.2 データ収集

光学式 3 次元動作分析システム（Vicon MX, T10 camera, Vicon Motion Systems 社）を用いて、身体分析点 47 点の 3 次元座標を測定すると同時に（250Hz）、地面反力をフォースプレートを用いて測定した（1000Hz）。3 次元座標値と地面反力の同期は Vicon システムによって行った。

3.3 データ処理

実験 1 では、VTR 撮影によって得られた画像をもとに、身体分析点 25 点を動作解析システム（Frame-DIAS II, DKH 社製）を用いてデジタイズし、左右方向を X 方向、前後方向を Y 方向、鉛直方向を Z 方向とし、DLT 法を用いて身体分析点の 3 次元座標を算出した。なお、コントロールポイントの実測値と推定値の誤差は、X 軸方向で 0.01-10.20mm、Y 軸方向で 0.02-19.89mm、Z 軸方向で 0.43-14.81mm の範囲であった。

デジタイズあるいは光学式 3 次元動作分析システムによって得られた身体分析点の 3 次元座標は、Winter（2004）の方法により分析点の座標成分ごとに遮断周波数を決定し、

Butterworth low-pass digital filter を用いて平滑化した。実際の遮断周波数は、実験 1 の X 座標で 3.0～8.4Hz, Y 座標で 2.4～8.4Hz, Z 座標で 3.0～8.4Hz, 実験 2 の X 座標で 7.5～12.5Hz, Y 座標で 10.0～12.5Hz, Z 座標で 10.0～12.5Hz の範囲であった。

3.4 局面定義

本研究では、走方向変換接地から離地までの動作を分析対象とした。そして、支持期において身体重心速度が最小となる時点を支持期中間とし、接地時から支持期中間を支持期前半、支持期中間から離地時までを支持期後半とした。

3.5 算出項目と算出方法

3.5.1 身体重心の Kinematics と座標系

平滑化した身体分析点の 3 次元座標値から、阿江（1996）の身体部分慣性係数を用いて身体各部の重心位置、質量および慣性モーメントを算出した。また、身体重心の座標を数値微分することで重心の速度および加速度を算出した。

図 3-3 は、身体重心座標系の定義を示したものである。走方向変換では、身体重心速度の方向は時々刻々と変化するため、各時点において身体重心の水平速度成分方向（接線方向）を Y' 軸、鉛直方向を Z 軸、Y' 軸と Z 軸に直交する軸を X' 軸（法線方向）とする移動座標系を身体重心座標系とした。

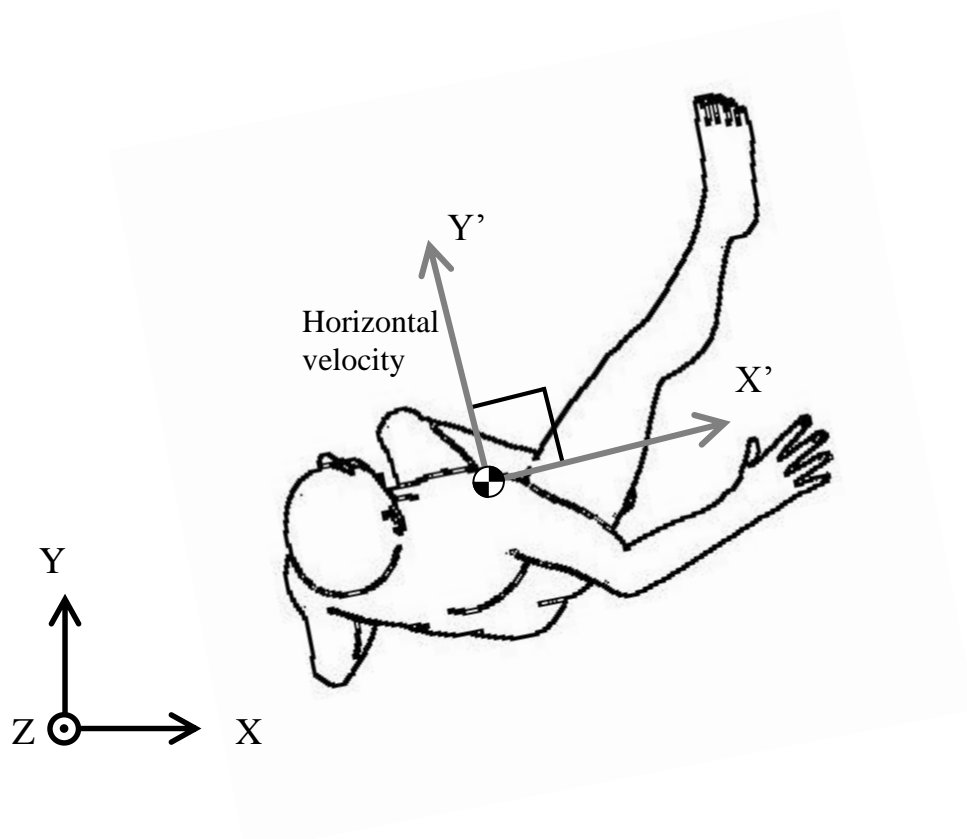


Figure 3-3 Definition of the local coordinate system fixed to the whole-body center of gravity (top view).

3.5.2 走方向変換角度

接地時および離地時における身体重心水平速度ベクトル間の角度を走方向変換角度とし、以下の式 (1) から算出した。

$$DCA = \cos^{-1}\left(\frac{CGV_{FS} \cdot CGV_{TO}}{|CGV_{FS}| |CGV_{TO}|}\right) \quad (1)$$

ここで、 DCA は走方向変換角度、 CGV は身体重心の水平速度ベクトル、 FS および TO はそれぞれ接地時および離地時を示す。

3.5.3 部分および関節座標系

① 部分座標系

図 3-4 は、下胴および支持脚各部の移動座標系の定義を示したものである。下胴では、左右肋骨下端の midpoint から左右股関節の midpoint へ向かうベクトルを z 軸、 z 軸と左股関節から右股関節へ向かうベクトルに直交するベクトルを y 軸、 y 軸と z 軸に直交するベクトルを x 軸とした。

大腿では、股関節から膝関節へ向かうベクトルを z 軸、 z 軸と膝関節内側から外側へ向かうベクトルに直交する軸を y 軸、 y 軸と z 軸に直交する軸を x 軸とした。

下腿では、膝関節から足関節へ向かうベクトルを z 軸、 z 軸と足関節内側から外側へ向かうベクトルに直交する軸を y 軸、 y 軸と z 軸に直交する軸を x 軸とした。

足では、踵から母指球中足骨と小指中足骨の midpoint へ向かうベクトルを z 軸、 z 軸と母指球中足骨から小指中足骨へ向かうベクトルに直交する軸を y 軸、 y 軸と z 軸に直交する軸を x 軸とした。

② 関節座標系

図 3-5 は、支持脚関節の座標系の定義を示したものである。股関節では大腿の z 軸を z 軸（内旋 (-) / 外旋 (+)）とし、 z 軸と左股関節から右股関節へ向かうベクトルに直交する軸を y 軸（内転 (-) / 外転 (+)）、 y 軸と z 軸に直交する軸を x 軸（屈曲 (-) / 伸展 (+)）とした。

膝関節では、下腿の z 軸を z 軸（内旋 (-) / 外旋 (+)）とし、 z 軸と大腿の z 軸に直交する軸を x 軸（屈曲 (-) / 伸展 (+)）、 z 軸と x 軸に直交する軸を y 軸（内反 (-) / 外反 (+)）とした。

足関節では、足部の z 軸を z 軸（回内 (-) / 回外 (+)）とし、 z 軸と下腿の z 軸に直交する軸を x 軸（背屈 (-) / 底屈 (+)）、 z 軸と x 軸に直交する軸を y 軸（内転 (-) / 外転 (+)）とした。また、左脚についても右脚と同様に関節座標系を定義した。

3.5.4 支持脚部分および関節角度

① 体幹と支持脚大腿および下腿の前傾および内傾角度

図 3-6 は、体幹と支持脚大腿および下腿における前傾および内傾角の定義を示したものである。走方向変換では身体重心速度の方向は時々刻々と変化するため、各時点において体幹、大腿および下腿を身体重心座標系に投影した。また、体幹の長軸は、両股関節の midpoint から両肩関節の midpoint へ向かうベクトルとした。体幹、大腿および下腿の長軸が Y' - Z 平面において Z 軸となす角度を前傾角、 X' - Z 平面において Z 軸となす角度を内傾角とし、それぞれ前傾および内傾を正、後傾および外傾を負とした。また、これらを数値微分することに

より前傾および内傾角速度を算出した。

② 支持脚関節角度

図 3-7 は、支持脚関節角度の定義を示したものである。股関節屈曲伸展角度は、股関節座標系の y-z 平面において下胴と大腿の z 軸のなす角度とした。内外転角度は、股関節座標系の x-z 平面において下胴と大腿の z 軸のなす角度とした。

また、膝関節角度は、膝関節座標系の y-z 平面において大腿と下腿の z 軸のなす角度、足関節角度は足関節座標系の y-z 平面において下腿と足の z 軸のなす角度とした。

3.5.5 身体重心加速度および地面反力の分解

図 3-8 は、90 度の SS の静止座標系および身体重心座標系における地面反力の変化を示したものである。走方向変換では、身体重心速度の方向が時々刻々と変化するため、本研究では、身体重心加速度および地面反力を上述した身体重心座標系に座標変換し、その X'成分を法線成分、Y'成分を接線成分、Z 成分を鉛直成分とした。

3.5.6 関節トルクおよびトルクパワーの算出

1) 支持脚各部分の角速度の算出

図 3-4 に示した下胴および支持脚各部の座標系をもとに、各部分の移動座標系の各軸回りの角速度 ω_{sg} (ω_1 , ω_2 , ω_3) を以下の式 (2) により算出した (和達, 1983)。

$$\omega_1 = \mathbf{k} \cdot \frac{d}{dt} \mathbf{j}, \quad \omega_2 = \mathbf{i} \cdot \frac{d}{dt} \mathbf{k}, \quad \omega_3 = \mathbf{j} \cdot \frac{d}{dt} \mathbf{i} \quad (2)$$

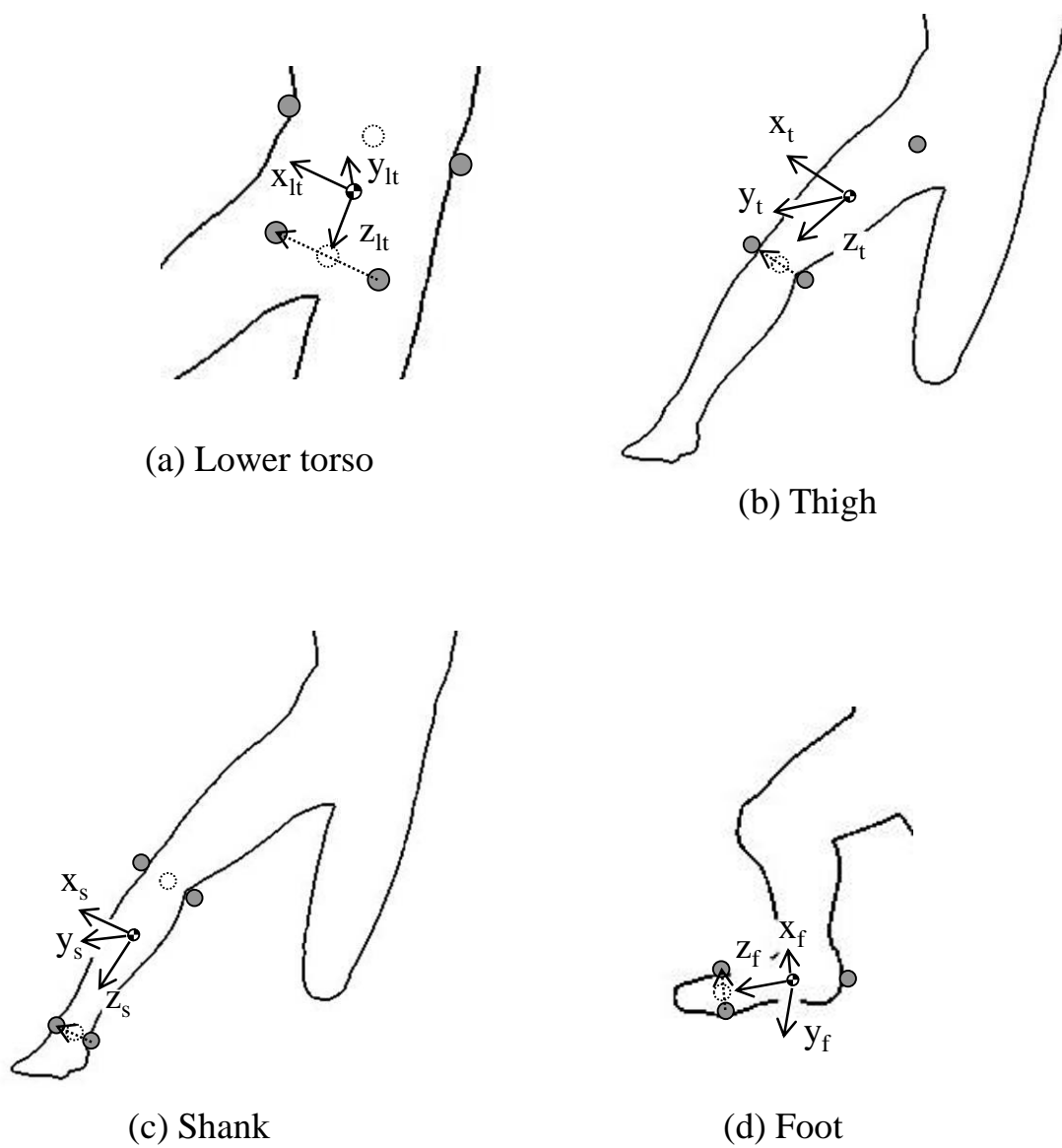
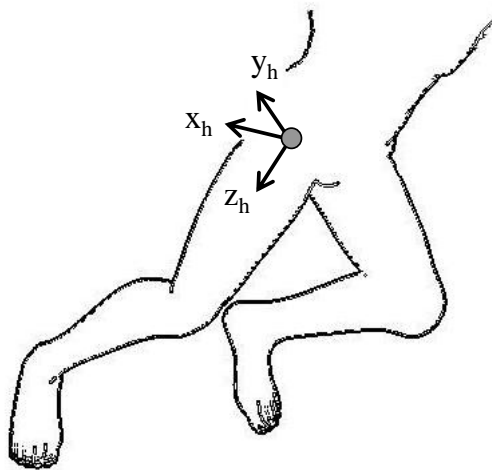


Figure 3-4 Definition of local coordinate systems fixed to the lower torso and support leg segments.

Hip joint

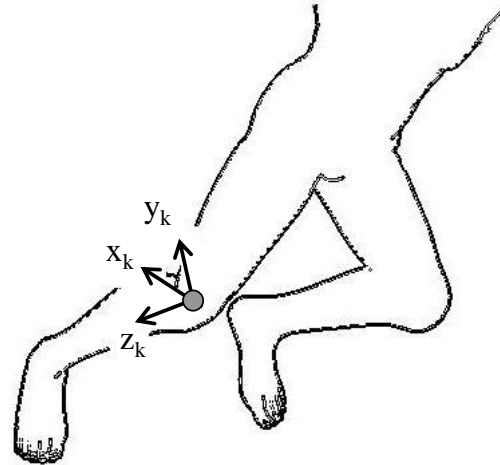


x_h : extension (+)/flexion (-) axis

y_h : abduction (+)/adduction (-) axis

z_h : external (+)/internal rotation (-) axis

Knee joint

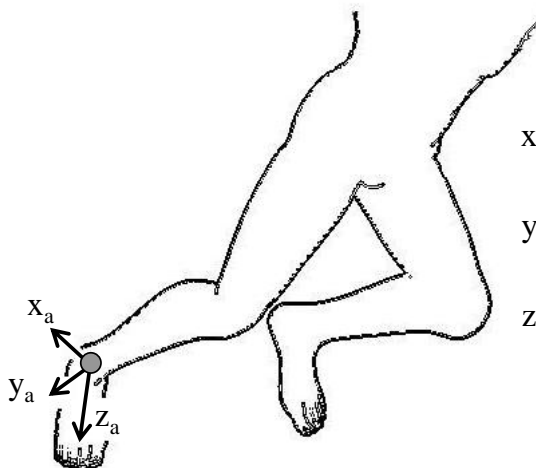


x_k : extension (+)/flexion (-) axis

y_k : valgus (+)/varus (-) axis

z_k : external (+)/internal rotation (-) axis

Ankle joint



x_a : plantar flexion (+)/dorsiflexion (-) axis

y_a : abduction (+)/adduction (-) axis

z_a : supination (+)/pronation (-) axis

Figure 3-5 Definition of joint coordinate systems of the support leg.

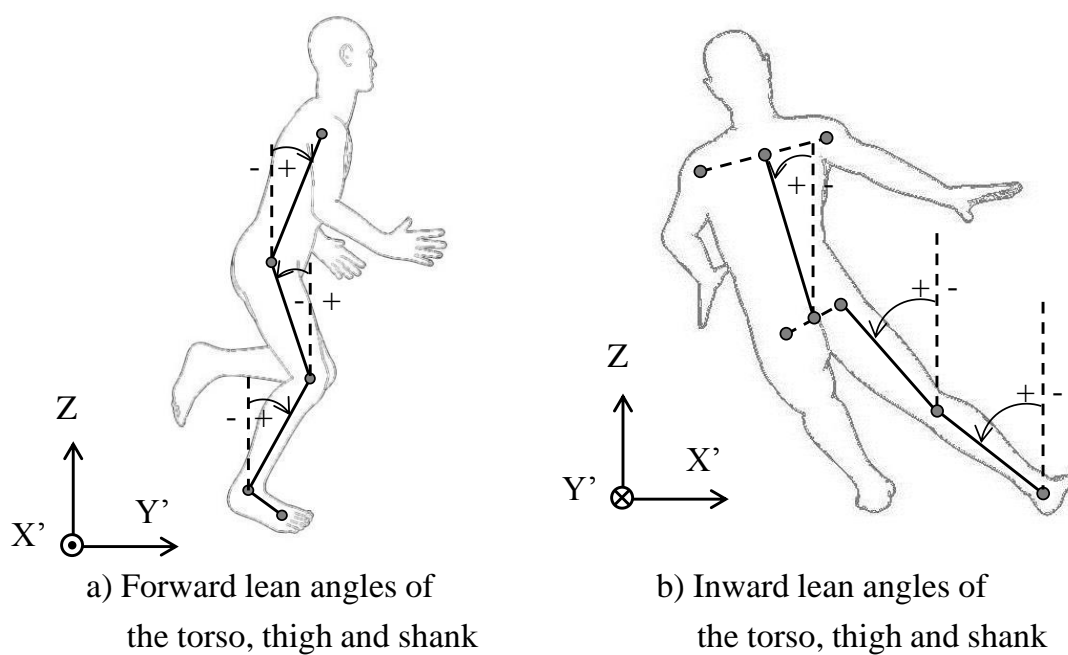
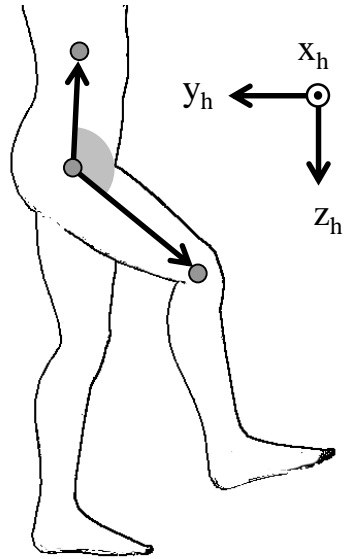
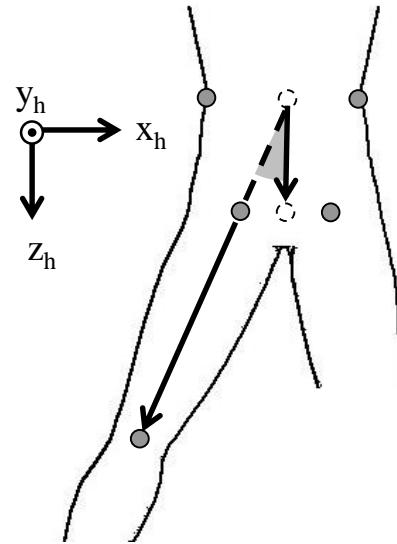


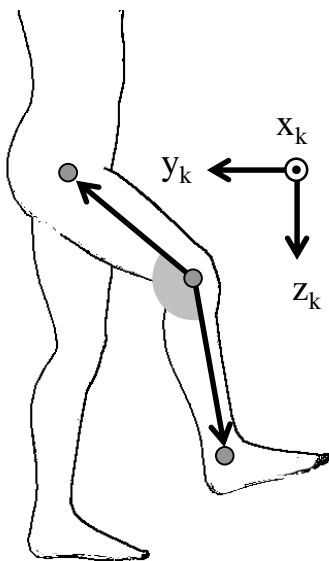
Figure 3-6 Definition of the forward lean and inward lean angles for the torso and the support thigh and shank.



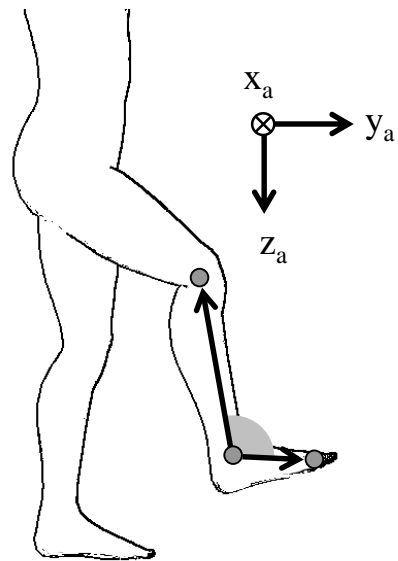
(a) Hip extension-flexion



(b) Hip abduction-adduction



(c) Knee extension-flexion



(d) Ankle plantar-dorsiflexion

Figure 3-7 Definition of joint angles of the support leg.

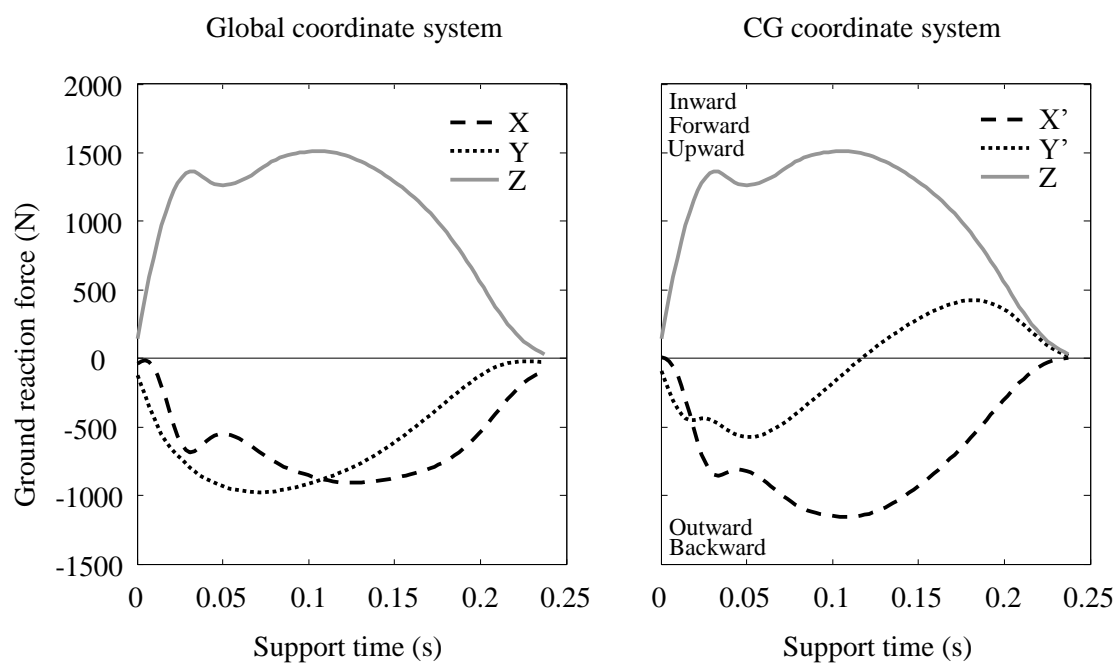


Figure 3-8 Ground reaction forces in the global coordinate system (left) and local coordinate system fixed to the whole-body center of gravity (CG coordinate system) (right) for the side step technique with 90 degrees direction change.

ここで、 i, j, k はそれぞれ各部分の座標系の x, y, z 軸方向の単位ベクトルである。

さらに、各部分の移動座標系における角速度 ω_{sg} および主慣性モーメント I_{sg} を座標変換することで静止座標系における角速度 ω および慣性テンソル I を算出した（広瀬，2003）。

$$\omega = R\omega_{sg} \quad (3)$$

$$I = RI_{sg}R^T \quad (4)$$

ここで R は、各部分の座標変換行列である。さらに、静止座標系における各部分の角速度 ω を数値微分することにより各部分の角加速度 $\dot{\omega}$ を算出した。

2) 関節トルクの算出

図 3-9 は、部分 i に作用する力とトルクのフリーボディダイアグラムを示したものである。部分 i に図 3-9 に示したような関節力、関節トルク、重力が作用している場合、運動方程式は以下のように表すことができる。

$$f_{i,i-1} + f_{i,i+1} + m_i g = m_i a_i \quad (5)$$

$$t_{i,i-1} + t_{i,i+1} + r_{i,i-1} \times f_{i,i-1} + r_{i,i+1} \times f_{i,i+1} = \dot{L}_i \quad (6)$$

ここで、 $f_{i,i-1}$ は部分 $i-1$ から部分 i に作用する関節力、 $t_{i,i-1}$ は部分 $i-1$ から部分 i に作用する関節トルク、 $r_{i,i-1}$ および $r_{i,i+1}$ はそれぞれ部分 i の重心から近位端と遠位端へ向かうベクトル、 g は重力加速度ベクトル、 a_i は身体各部分の重心加速度ベクトル、 L_i は身体各部分の静止座標系における角運動量である。なお、足部が遠位部分から受ける力とトルクは、フォースプラットフォームで測定した地面反力とフリーモーメントとし、その作用点は圧力中心とした。

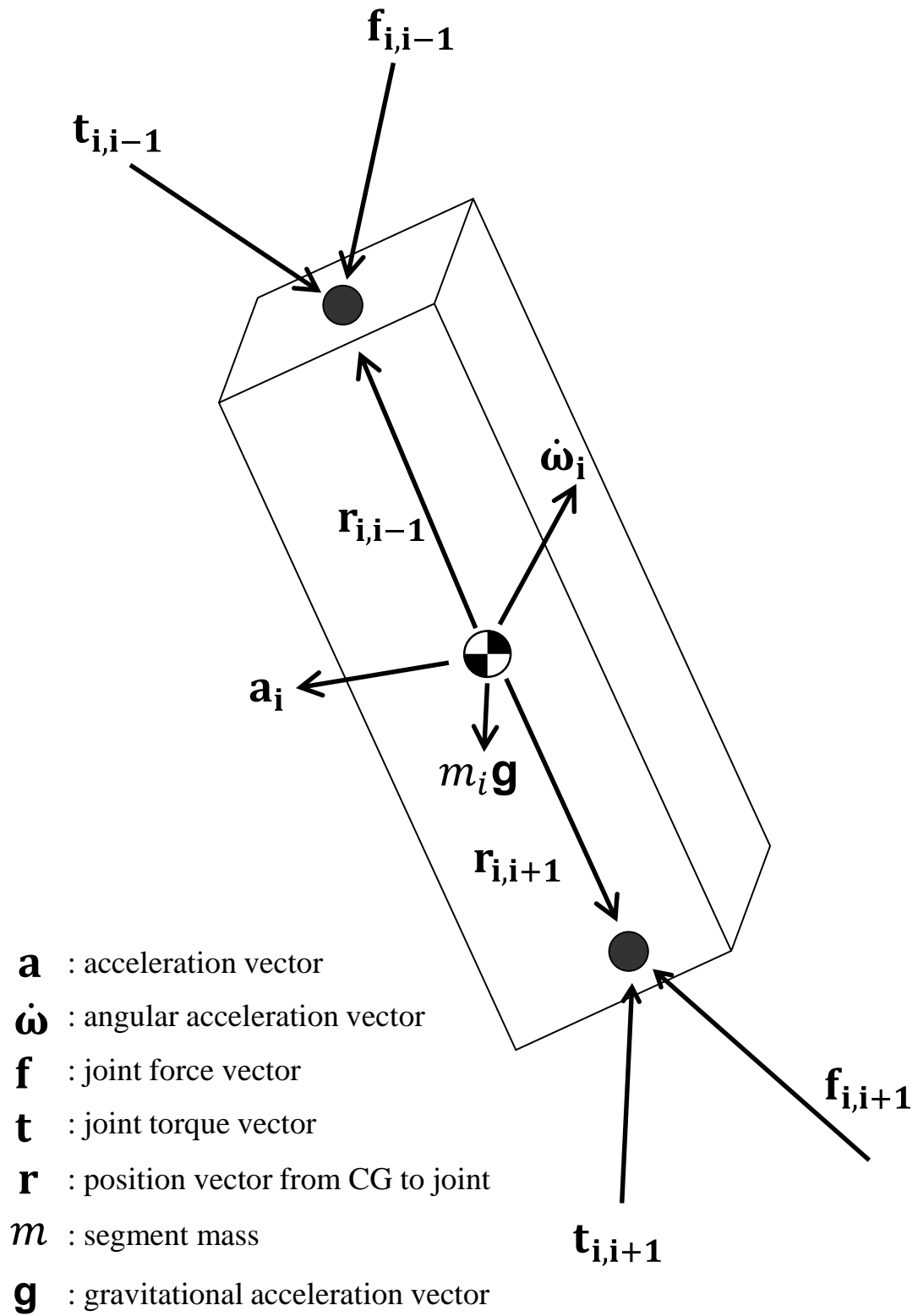


Figure 3-9 Free body diagram of the i-th segment.

3) 関節トルクパワーの算出

本研究では、関節を構成する 2 つの部分について、静止座標系における遠位部分の角速度から近位部分の角速度を減じたものを各関節の移動座標系に座標変換することで関節角速度を算出した。同様に、関節トルクも各関節の移動座標系に座標変換した。このようにして算出した関節トルクと関節角速度の内積を求め、関節トルクパワーを算出した。なお、本研究では各関節の移動座標系の軸成分の関節トルクパワーも算出した。

3.5.7 関節トルクによる身体重心加速度の算出

順動力学的手法を用いて各関節トルクによって生じる身体重心加速度を定量化することで、各関節が重心速度の変化にどのように貢献しているかを明らかにすることができる。

身体各部の運動方程式をまとめて行列形式で示すと以下ようになる（小池ら，2010）。

$$\mathbf{M}\dot{\mathbf{V}} = \mathbf{P}\mathbf{F} + \mathbf{Q}\mathbf{N} + \mathbf{H} + \mathbf{G} \quad (7)$$

$$\mathbf{V} = [\mathbf{v}_1^T \ \boldsymbol{\omega}_1^T \ \cdots \ \mathbf{v}_n^T \ \boldsymbol{\omega}_n^T]^T$$

ここで \mathbf{M} は各部分の慣性行列， \mathbf{V} は各部分の重心速度および角速度からなるベクトル， \mathbf{P} および \mathbf{Q} は各関節に作用する関節力ベクトル \mathbf{F} と関節トルクベクトル \mathbf{N} の係数行列， \mathbf{H} は各部分のジャイロモーメント項を表すベクトル， \mathbf{G} は重力加速度項を示すベクトルである。

また、隣り合う部分は関節によって連結しているため、関節を構成する 2 つの部分の重心加速度 \mathbf{a} の関係は以下ようになる（Marshall et al., 1985 ; Fujii and Hubbard, 2002）。

$$\begin{aligned} \mathbf{a}_{i+1} = & \mathbf{a}_i + \dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times \mathbf{r}_{i,i+1} + \boldsymbol{\omega}_i \times (\boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{r}_{i,i+1}) \\ & - \dot{\boldsymbol{\omega}}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i+1,i} - \boldsymbol{\omega}_{i+1} \times (\boldsymbol{\omega}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i+1,i}) \end{aligned} \quad (8)$$

支持期では、式 (9) を用いて支持脚母指球の加速度が測定データと一致するように拘束した。

$$\mathbf{a}_{foot} + \dot{\boldsymbol{\omega}}_{foot} \times \mathbf{r}_{foot,ball} + \boldsymbol{\omega}_{foot} \times (\boldsymbol{\omega}_{foot} \times \mathbf{r}_{foot,ball}) = \mathbf{a}_{ball} \quad (9)$$

式 (8) と (9) をまとめた連結方程式を行列形式で示すと以下ようになる (小池ら, 2010)。

$$\mathbf{C}\dot{\mathbf{V}} + \dot{\mathbf{C}}\mathbf{V} = \ddot{\boldsymbol{\eta}} \quad (10)$$

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} \mathbf{E} & -[\mathbf{r}_{i,i+1} \times] & -\mathbf{E} & [\mathbf{r}_{i+1,i} \times] & \cdots & \cdots & \mathbf{O} \\ \vdots & & & & \ddots & & \vdots \\ \mathbf{O} & \cdots & & & \cdots & -\mathbf{E} & [\mathbf{r}_{foot,ball}] \end{bmatrix}$$

$$\ddot{\boldsymbol{\eta}} = [\mathbf{O}_{3 \times 1}^T \quad \cdots \quad \mathbf{a}_{ball}]$$

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{O} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{O}_{3 \times 1} = [\mathbf{0} \quad \mathbf{0} \quad \mathbf{0}]^T$$

以上から式 (7) および (10) を連立することにより、関節力ベクトル \mathbf{F} を次式として求めることができる。

$$\mathbf{F} = -(\mathbf{C}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{P})^{-1}\{\mathbf{C}\mathbf{M}^{-1}(\mathbf{Q}\mathbf{N} + \mathbf{H} + \mathbf{G}) + \dot{\mathbf{C}}\mathbf{V} - \ddot{\boldsymbol{\eta}}\} \quad (11)$$

このようにして求められた \mathbf{F} を式 (7) に代入することにより、身体各部の運動方程式が以下のように求まる。

$$\dot{\mathbf{V}} = \mathbf{A}_N\mathbf{N} + \mathbf{A}_V + \mathbf{A}_G\mathbf{G} \quad (12)$$

$$\mathbf{A}_N = -\mathbf{M}^{-1}\mathbf{P}(\mathbf{C}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{P})^{-1}\mathbf{C}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{Q} + \mathbf{M}^{-1}\mathbf{Q}$$

$$\mathbf{A}_V = -\mathbf{M}^{-1}\mathbf{P}(\mathbf{C}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{P})^{-1}(\mathbf{C}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{H} + \dot{\mathbf{C}}\mathbf{V} - \ddot{\boldsymbol{\eta}}) + \mathbf{M}^{-1}\mathbf{H}$$

$$\mathbf{A}_G = -\mathbf{M}^{-1}\mathbf{P}(\mathbf{C}\mathbf{M}^{-1}\mathbf{P})^{-1}\mathbf{C}\mathbf{M}^{-1} + \mathbf{M}^{-1}$$

ここで、 \mathbf{A}_N および \mathbf{A}_G は関節トルクベクトルおよび重力加速度の係数行列を、 \mathbf{A}_V は運動依

存力および運動依存トルクに関するベクトルを示している．全身の重心加速度 (\mathbf{a}_{wb}) と身体各部の重心加速度 (\mathbf{a}_i) との関係は，全身の質量を m_{wb} ，各部分の質量を m_i とすると以下のようになる．

$$\mathbf{a}_{wb} = \sum m_i \mathbf{a}_i / m_{wb} \quad (13)$$

式 (13) を各部分の重心速度および角速度からなるベクトル \mathbf{V} を用いて表すと，

$$\mathbf{a}_{wb} = S \dot{\mathbf{V}} \quad (14)$$

$$S = \frac{1}{m_{wb}} [m_1 \mathbf{E} \ \mathbf{0} \ m_2 \mathbf{E} \ \mathbf{0} \ \cdots \ m_n \mathbf{E} \ \mathbf{0}]$$

となる．

つぎに，静止座標系における各関節トルク \mathbf{t}_i を各関節座標系 \mathbf{K}_i を用いて座標変換し，各関節軸回りの発揮トルクによる行列 \mathbf{T} を算出した．

$$\mathbf{T} = \mathbf{K}_i \mathbf{t}'_i \quad (15)$$

$$\mathbf{t}'_i = \begin{bmatrix} \mathbf{t}_{i,1} & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{t}_{i,2} & 0 \\ 0 & 0 & \mathbf{t}_{i,3} \end{bmatrix}$$

式 (13)，(14)，(15) より，各関節軸回りに発揮されたトルクによって生じる身体重心加速度は，

$$\mathbf{a}_{wb,trq} = S \mathbf{A}_N \mathbf{T} \quad (16)$$

$$\mathbf{a}_{wb,trq} = \begin{bmatrix} a_{x,1} & a_{x,2} & \cdots & a_{x,n} \\ a_{y,1} & a_{y,2} & \cdots & a_{y,n} \\ a_{z,1} & a_{z,2} & \cdots & a_{z,n} \end{bmatrix}$$

として求めることができる．さらに，このようにして算出した身体重心加速度ベクトルを身体重心座標系に座標変換することで，各関節軸回りのトルクによって生じる重心加速度

の法線成分，接線成分，鉛直成分を算出した．

3.6 統計処理

各測定項目について，ステップおよび設定変換角度を要因とする 2 元配置分散分析を行い，有意性がみられたものについては，Sheffe の方法により多重比較検定を行った．また，上位群と下位群の差の検定には Mann-Whitney の U 検定を用いた．測定項目間のピアソンの相関係数を算出した．有意水準はいずれも 5%とした．

4. 走方向変換動作の評価指数

4.1 目的

これまでの方向変換走に関する研究では、走方向変換技術の指標の 1 つとして方向変換走のタイムが用いられてきた（瀧井と福井，1984；米田，1988）。一方，方向変換走のタイムは走能力，下肢筋力，走方向変換技術など，複数の要因の影響を受けるため（Young et al., 2002），方向変換走タイムのみでは走方向変換技術を十分に評価することは困難であると考えられる。田中ら（1999）は方向変換走における平均走スピードを直線走スピードで除したものを，中山（1998）は方向変換走タイムと直線走タイムの差を走方向変換技術の評価指標として用いている。これらの指標は，直線走と方向変換走のタイムあるいは平均走スピードの差をもとにして方向変換技術の評価しようとするものであり，簡便ではあるが，下肢筋力などの走能力以外の影響を大きく受ける，走方向変換動作あるいは技術の評価には適していないという短所があり，素早く走方向を変換するための技術的要因を明らかにしようとする場合には不十分と考えられる。さらに，球技スポーツでは，スピードを維持して，短時間に大きく走方向を変換することが求められることを考えると，走方向変換動作を評価する場合には，走スピードの維持と走方向の変換の 2 つの観点から評価する必要があると考えられる。

本研究の目的は，スピードの維持と方向変換の観点から走方向変換動作を評価するための指数を提案することである。

4.2 方法

本研究の被験者，データ収集およびデータ処理については第 3 章の実験 1 において述べた．本研究では，走方向変換動作の評価方法を検討するために後述の走方向変換指数と身体重心速度の変化や走方向変換角度との関係を検討する．

4.2.1 走方向変換指数

図 4-1 は，接地から離地までの水平面における身体重心の軌跡，接地時および離地時における身体重心水平速度ベクトルを，設定変換角度が 90 度の SS の場合を例として示したものである．本研究では，式 (17) により走方向変換指数 (Cutting Motion Index, 以下 *CMI*) を定義した．この指数は，接地時の身体重心速度で離地時まで移動したと仮定した場合に要する時間と支持時間 (T) の比を示している．したがって，走方向変換指数が大きいことは，スピードの減少を小さくして方向を変換できたことを示す．

$$CMI = \frac{L / (CGV_{FS} \cos \theta)}{T} \quad (17)$$

ここで， L は接地時から離地時までの身体重心距離， CGV_{FS} は接地時における身体重心水平速度， θ は接地時と離地時における身体重心を結ぶベクトルと接地時における身体重心水平速度ベクトル間の角度， T は支持時間である．

4.3 結果

4.3.1 直線走およびジグザグ走タイム

図 4-2 は，30m 直線走および SS と CS によるジグザグ走タイムを平均値と標準偏差で示

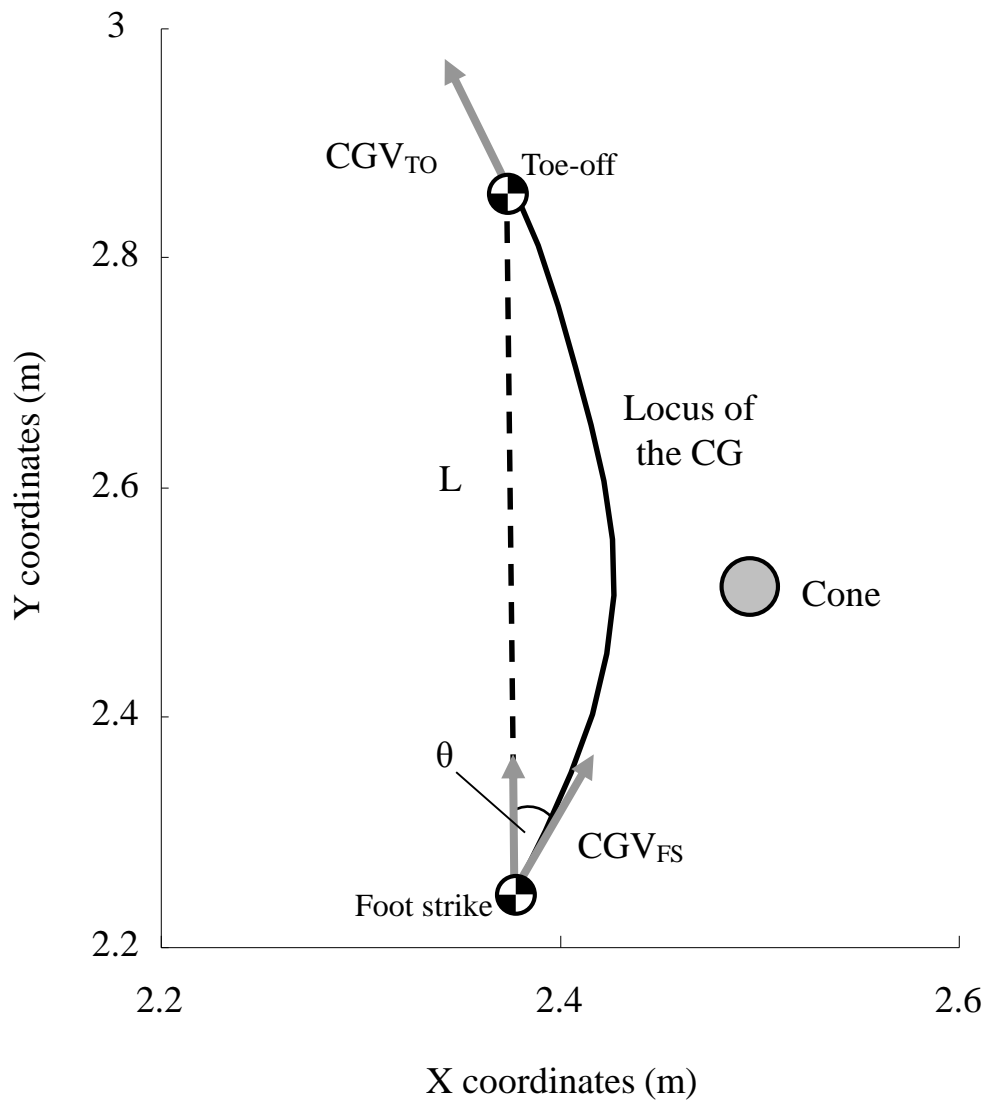


Figure 4-1 The locus of the center of gravity (CG) and CG velocity at the instants of the foot strike and toe-off in the side step technique of 90° (top view).

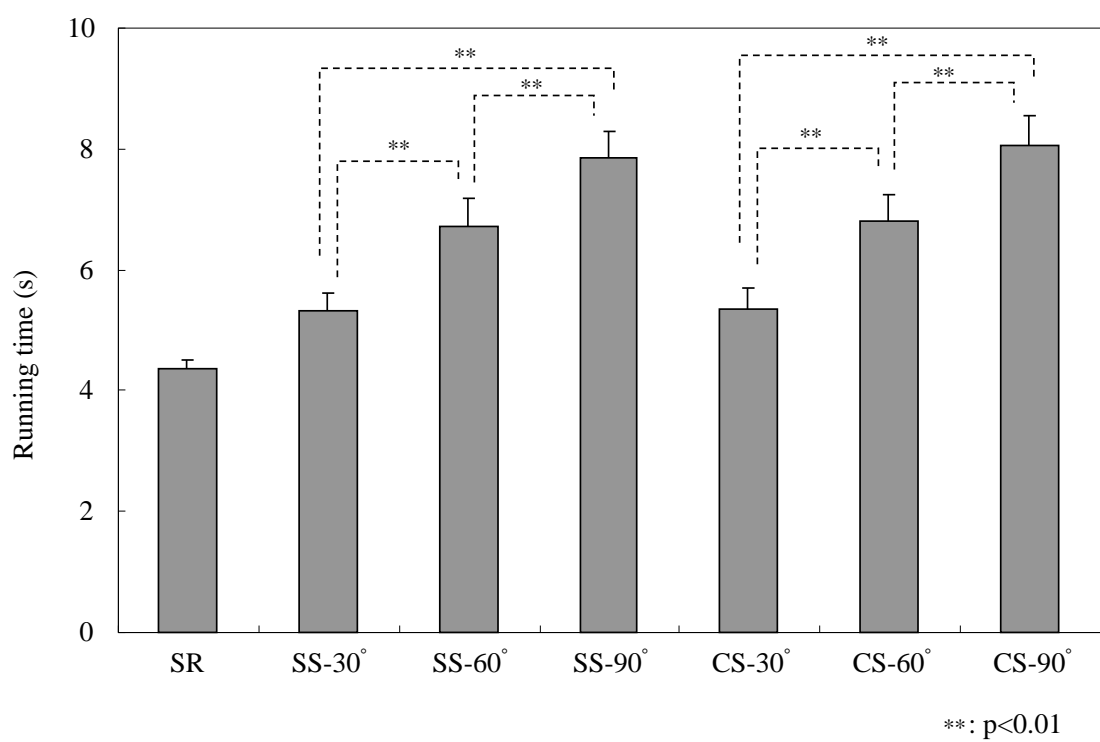


Figure 4-2 Means and standard deviations of the time of the 30m sprint running (SR) and zigzag running for the side step and cross step techniques.

したものである。SS と CS とともに、ジグザグ走タイムは 60 度および 90 度よりも 30 度で短く ($p<0.01$)、90 度よりも 60 度で短かった ($p<0.01$)。

図 4-3 は、SS と CS における直線走タイムとジグザグ走タイムとの関係を示したものである。SS の 30 度および 60 度では、直線走タイムとジグザグ走タイムとの間に有意な正の相関がみられたが (30 度 : $r=0.522$, $p<0.05$; 60 度 : $r=0.523$, $p<0.05$)、他の試技では有意な相関はみられなかった。

4.3.2 身体重心速度の変化

図 4-4 は、SS および CS の接地時、支持期中間および離地時における身体重心水平速度を平均と標準偏差で示したものである。SS と CS とともに、身体重心水平速度は支持期前半では減少し、後半では増加していた。また、SS と CS とともに重心速度は、接地時、支持期中間および離地時のいずれにおいても 60 度および 90 度よりも 30 度で大きく ($p<0.01$)、90 度よりも 60 度で大きかった ($p<0.01$)。

図 4-5 は、SS と CS の支持期前半における身体重心水平速度の減少量と後半における増加量を平均と標準偏差で示したものである。SS と CS とともに、支持期前半における身体重心水平速度の減少量は、60 度および 90 度よりも 30 度で小さく ($p<0.01$)、90 度よりも 60 度で小さかったが ($p<0.05$)、後半の重心速度の増加量には設定変換角度による差はみられなかった。

図 4-6 は、SS および CS におけるジグザグ走タイムと身体重心水平速度の減少量および増加量との関係を示したものである。ジグザグ走タイムと重心速度の減少量との間には、

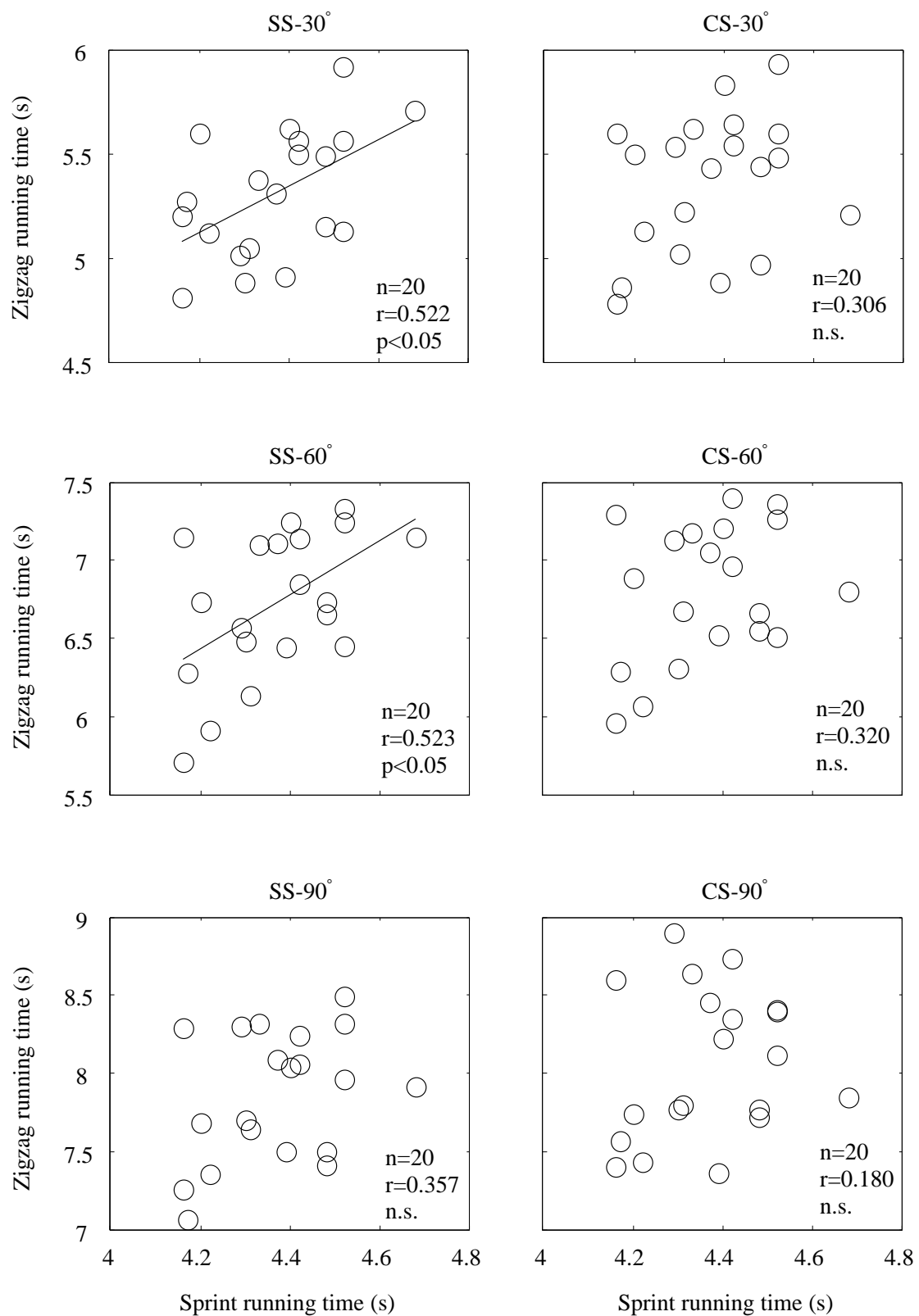


Figure 4-3 Relationships between the time of the sprint running and zigzag running for the side step and cross step techniques.

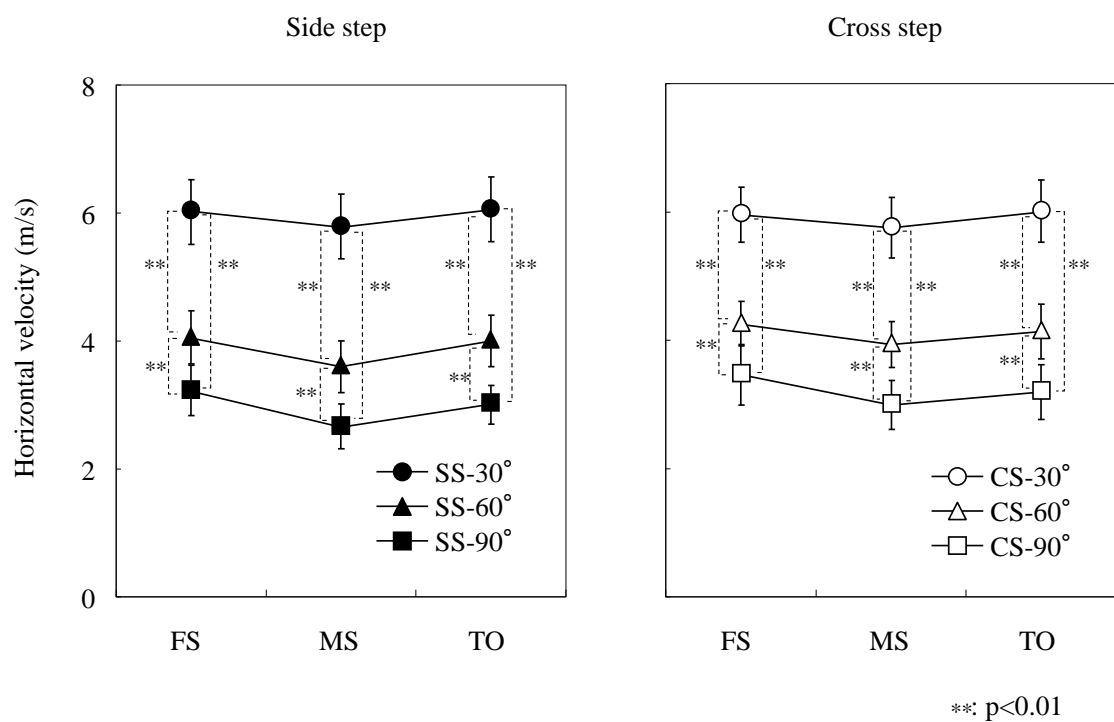


Figure 4-4 Means and standard deviations of the horizontal velocity of the center of gravity at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the side step (left) and cross step techniques (right).

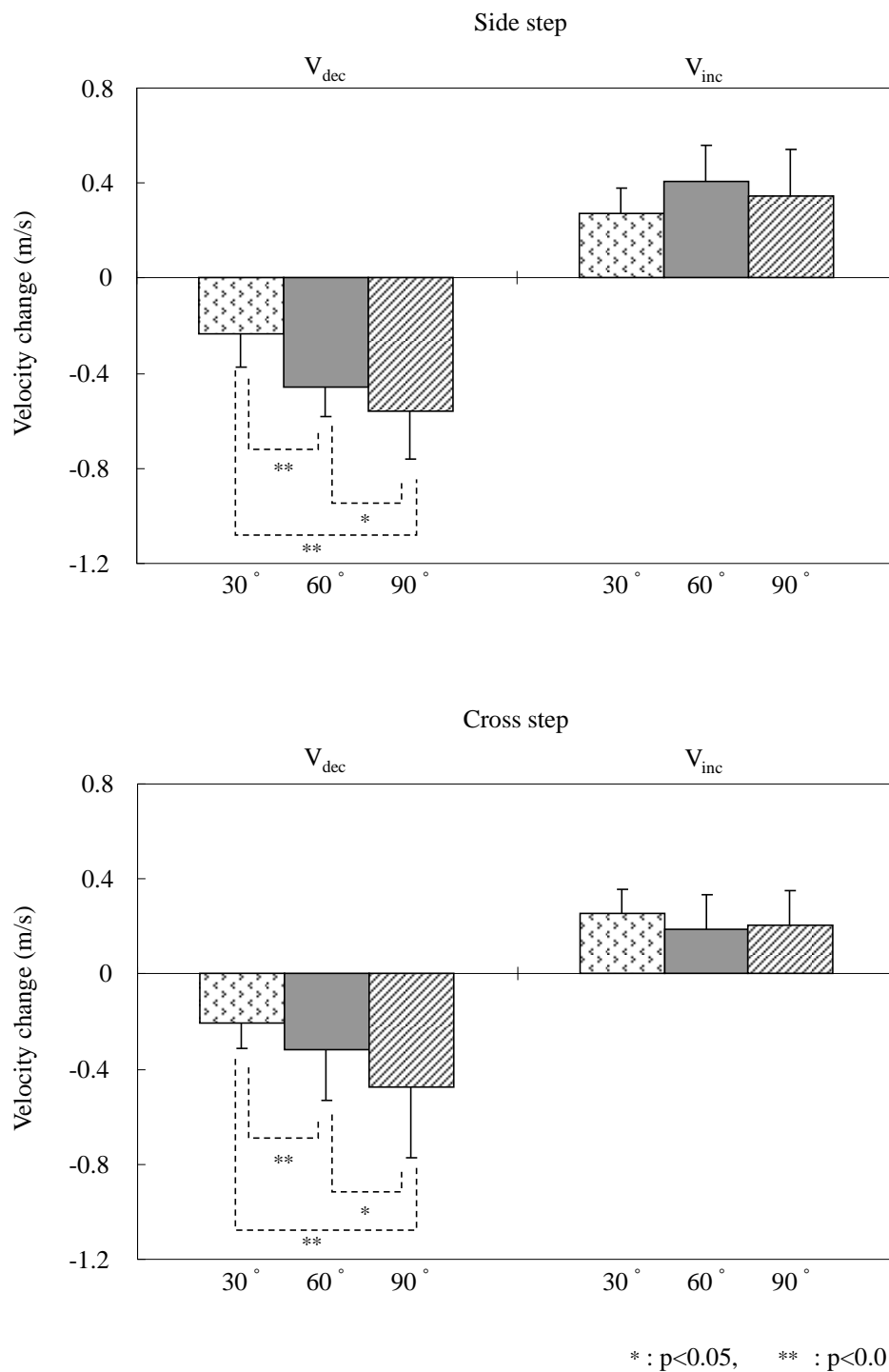


Figure 4-5 Means and standard deviations of the decrease and increase in the horizontal velocity of the center of gravity during the first and second phases for the side step (top) and cross step techniques (bottom).

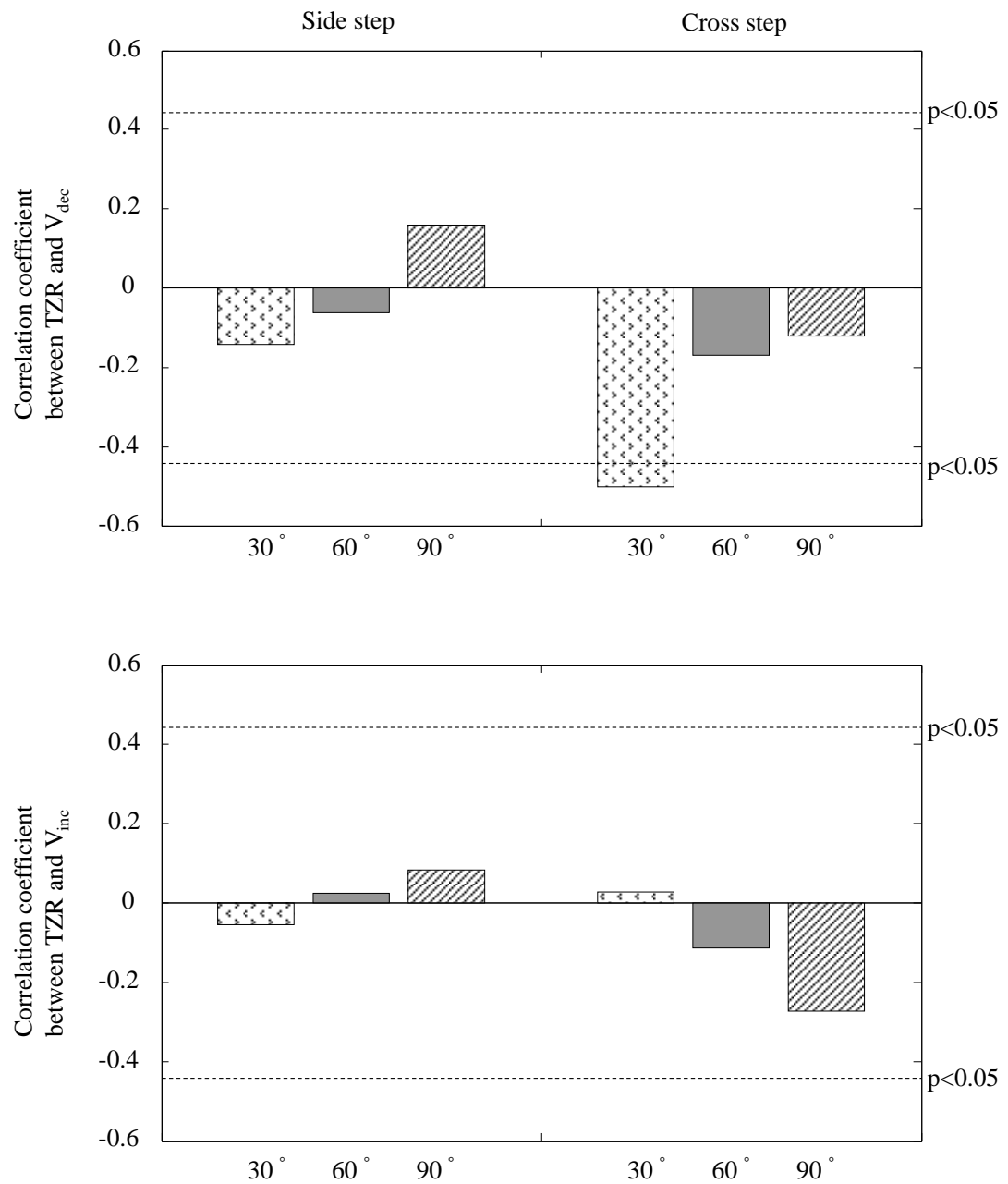


Figure 4-6 Correlation coefficients between the time of zigzag running (TZR) and the decrease (V_{dec}) (top) and increase in the horizontal velocity of the center of gravity (V_{inc}) for the side step and cross step techniques (bottom).

30 度の CS では有意な負の相関がみられたが ($r=-0.502$, $p<0.05$), 他の試技ではみられず, 加速量との間には SS と CS のいずれにおいても有意な相関はみられなかった.

図 4-7 は, SS と CS における走方向変換角度を平均と標準偏差で示したものである. 走方向変換角度は, SS と CS のいずれにおいても走方向変換角度は設定変換角度よりも小さかった. また, SS と CS とも走方向変換角度は 60 度および 90 度よりも 30 度で小さく ($p<0.01$), 90 度よりも 60 度で小さかった ($p<0.01$).

図 4-8 は, SS と CS におけるジグザグ走タイムと走方向変換角度との関係を示したものである. SS と CS のいずれにおいてもジグザグ走タイムと走方向変換角度との間には有意な相関はみられなかった.

4.3.3 走方向変換の評価指数

表 4-1 は, SS と CS における走方向変換指数を示したものである. SS と CS とも, 走方向変換指数は設定変換角度が大きくなるにしたがって小さくなる傾向にあり, 30 度と 90 度の間に有意差がみられた ($p<0.05$).

表 4-2 は, 走方向変換指数とジグザグ走タイム, 身体重心速度の減少量および増加量, 走方向変換角度との相関係数を示したものである. SS と CS のいずれにおいても方向変換指数とジグザグ走タイムとの間には有意な相関はみられなかった. 一方, SS と CS のいずれにおいても走方向変換指数と身体重心速度の減少量との間には有意な正の相関が ($p<0.01$), 重心速度の増加量との間には SS と CS の 30 度を除いて有意な正の相関がみられた ($p<0.01$). 走方向変換指数と走方向変換角度との間には, SS の 30 度では有意な正の相関が ($p<0.05$),

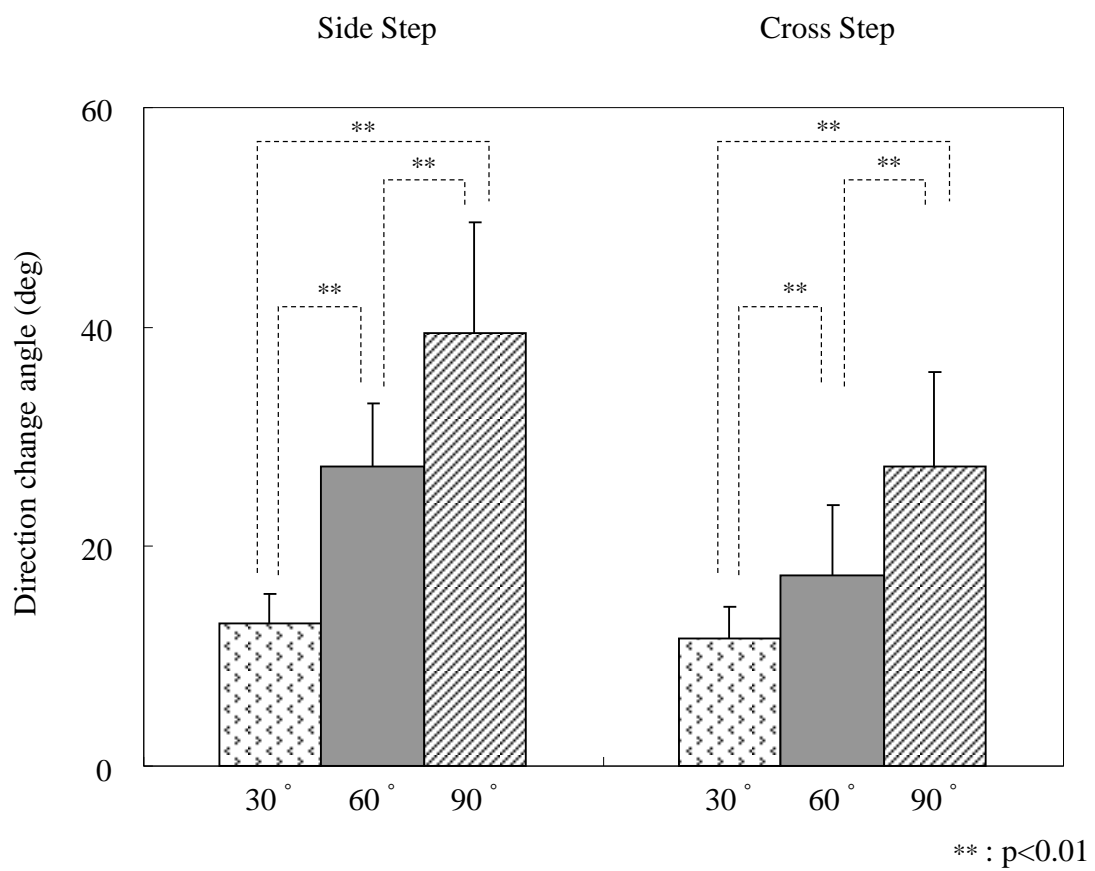


Figure 4-7 Means and standard deviations of the direction change angle for the side step and cross step techniques.

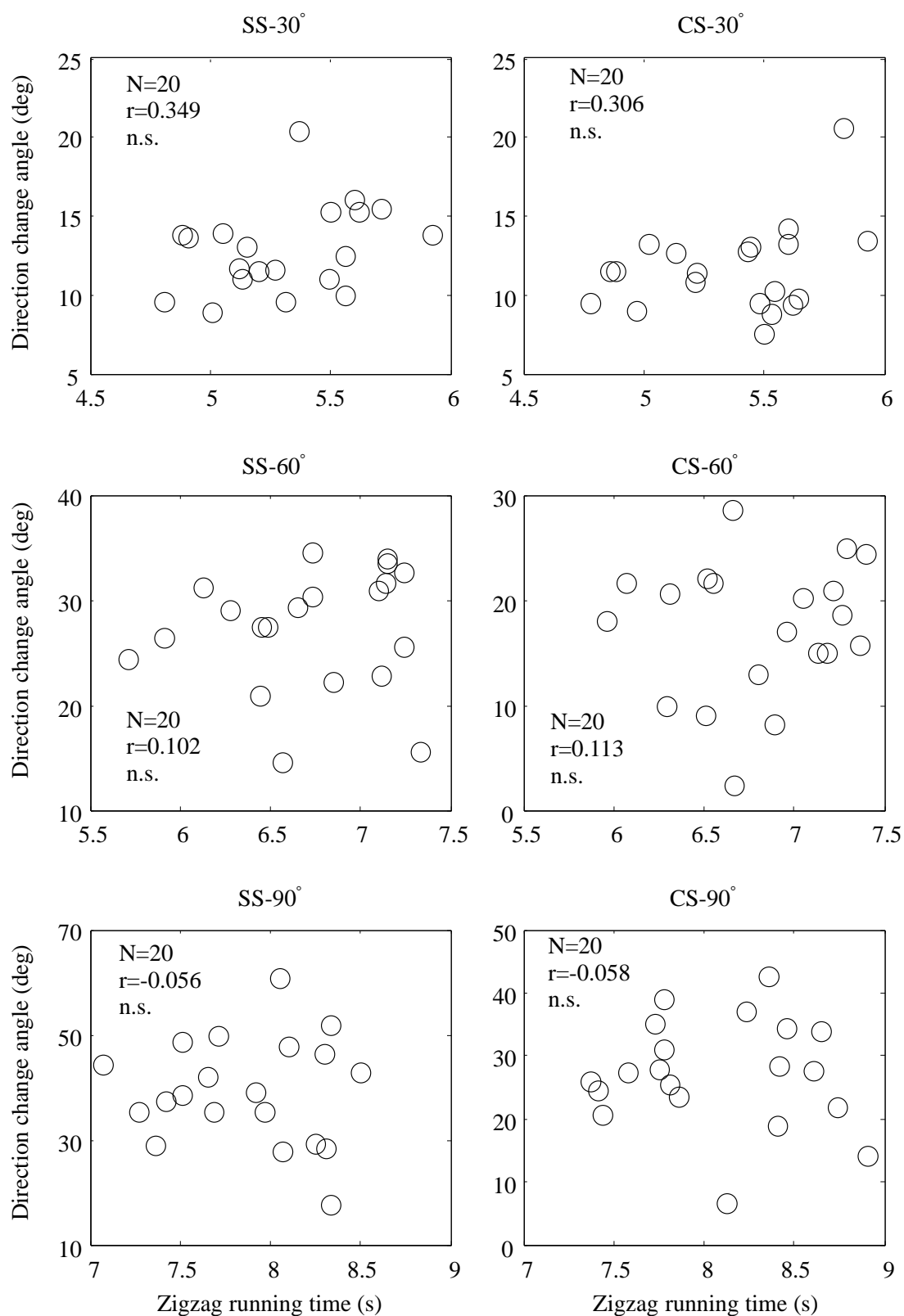


Figure 4-8 Relationships between the time of zigzag running and the direction change angle for the side step and cross step techniques.

Table 4-1 The cutting motion index for the side step and cross step techniques.

	30°	60°	90°	Significance
Side step	0.99 ± 0.02	0.97 ± 0.04	0.95 ± 0.07	$90^\circ < 30^\circ$
Cross step	0.99 ± 0.02	0.97 ± 0.05	0.95 ± 0.07	$90^\circ < 30^\circ$

< : $p < 0.05$

Table 4-2 Correlation coefficients of the cutting motion index to the time of zigzag running (TZR), the decrease (V_{dec}) and increase in the center of gravity velocity (V_{inc}), and the direction change angle (DCA).

	Side step			Cross step		
	30°	60°	90°	30°	60°	90°
TZR	-0.123	-0.091	0.205	-0.439	-0.061	-0.256
V_{dec}	0.949 **	0.734 **	0.629 **	0.878 **	0.919 **	0.945 **
V_{inc}	0.034	0.599 **	0.613 **	0.431	0.673 **	0.772 **
DCA	-0.450 *	0.543 *	0.472 *	-0.037	0.255	0.154

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$

60 度および 90 度では有意な正の相関がみられたが ($p<0.05$), CS では有意な相関はみられなかった.

図 4-9 は, SS と CS におけるジグザグ走タイムと直線走タイムの差および直線走タイムに対するジグザグ走タイムの割合を示したものである. SS と CS とも, ジグザグ走タイムと直線走タイムの差および直線走タイムに対するジグザグ走タイムの割合は, 60 度および 90 度よりも 30 度で小さく ($p<0.01$), 90 度よりも 60 度で小さかった ($p<0.01$).

図 4-10 は, SS と CS におけるジグザグ走タイムと直線走タイムの差と直線走タイムに対するジグザグ走タイムの割合との関係を示したものである. SS と CS のいずれにおいても, ジグザグ走タイムと直線走タイムの差と直線走タイムに対するジグザグ走タイムの割合との間には有意な正の相関がみられた ($r=0.961-0.995$, $p<0.01$).

図 4-11 は, SS と CS における走方向変換指数とジグザグ走タイムと直線走タイムの差との関係を示したものである. 走方向変換指数とジグザグ走タイムと直線走タイムの差との間には, 30 度の CS では有意な負の相関がみられたが ($r=-0.594$, $p<0.01$), 他の試技では有意な相関はみられなかった.

表 4-3 は, SS と CS におけるジグザグ走タイムと直線走タイムの差とジグザグ走タイム, 身体重心速度の減少量および増加量, 走方向変換角度との相関係数を示したものである. SS と CS のいずれにおいてもジグザグ走タイムと直線走タイムの差とジグザグ走タイムとの間に有意な正の相関がみられた ($p<0.01$). ジグザグ走タイムと直線走タイムの差と身体重心速度の減少量との間には, CS の 30 度では有意な負の相関がみられたが ($p<0.01$), 他の試技では有意な相関はみられず, 重心速度の増加量との間には SS と CS のいずれにおい

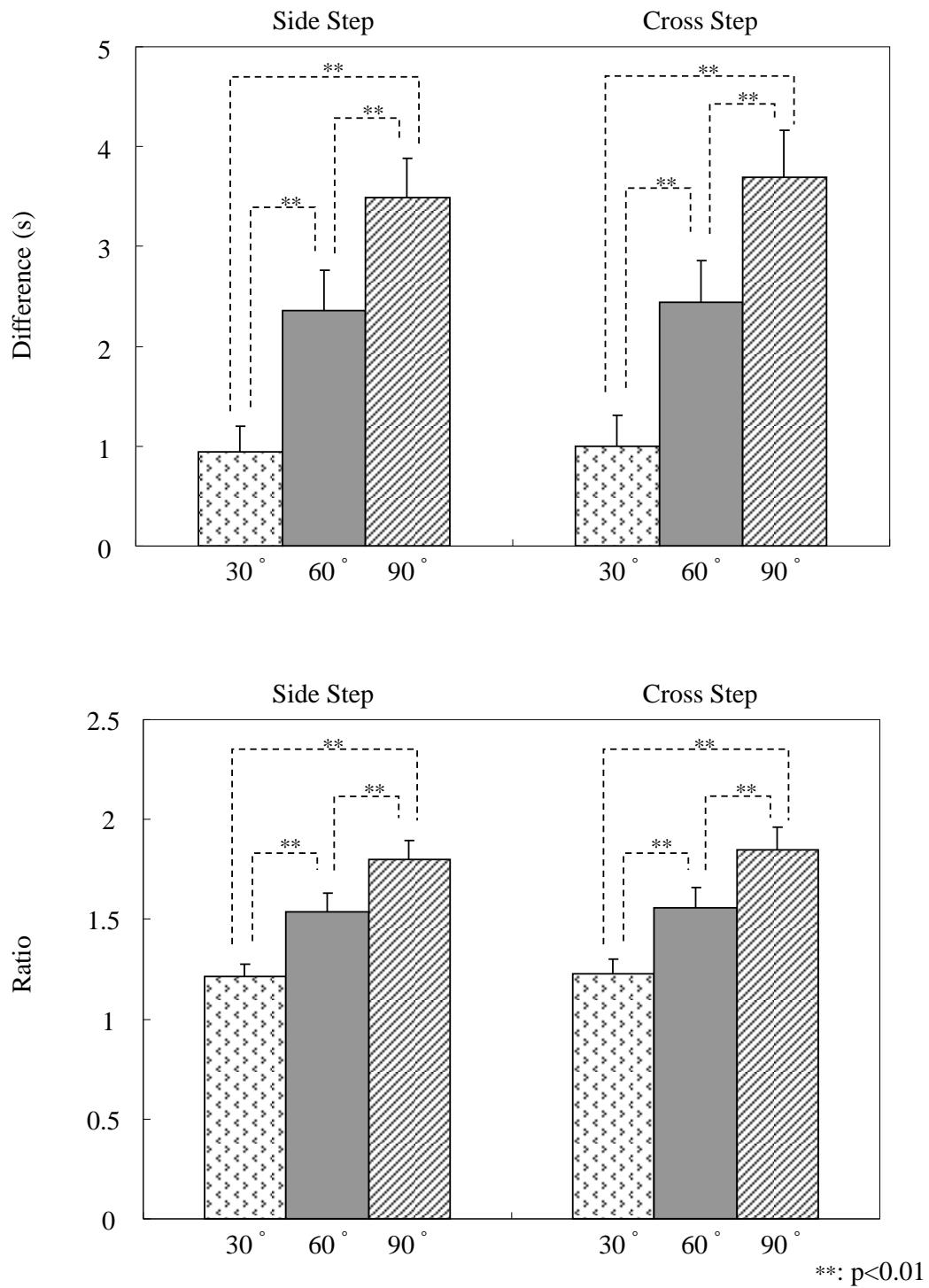


Figure 4-9 Means and standard deviations of the difference between the time of zigzag running and sprint running (top), and the ratio of the zigzag running time to the sprint running time (bottom) for the side step and cross step techniques.

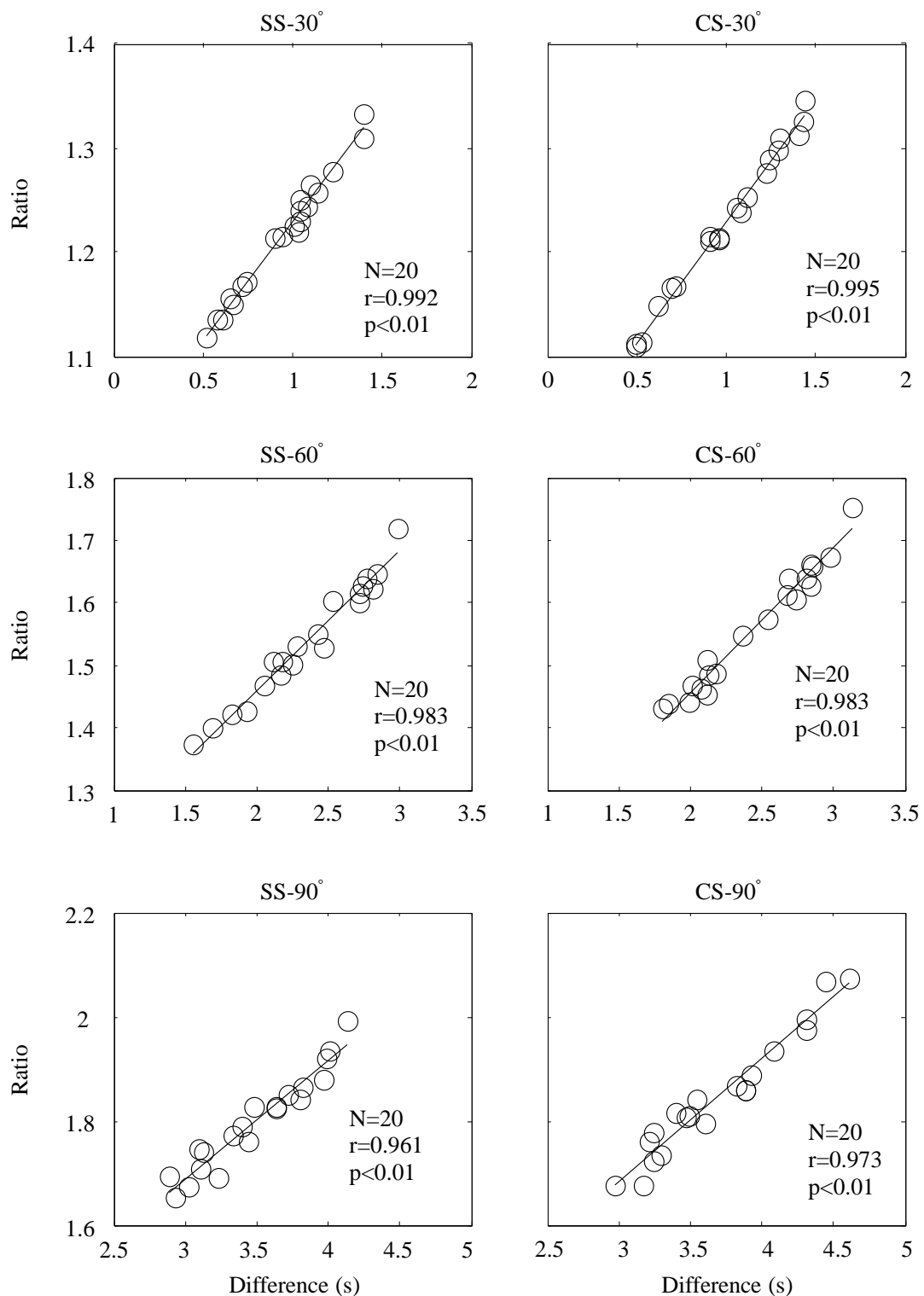


Figure 4-10 Relationships between the difference between the time of zigzag running and sprint running and the ratio of the zigzag running time to the sprint running time for the side step and cross step techniques.

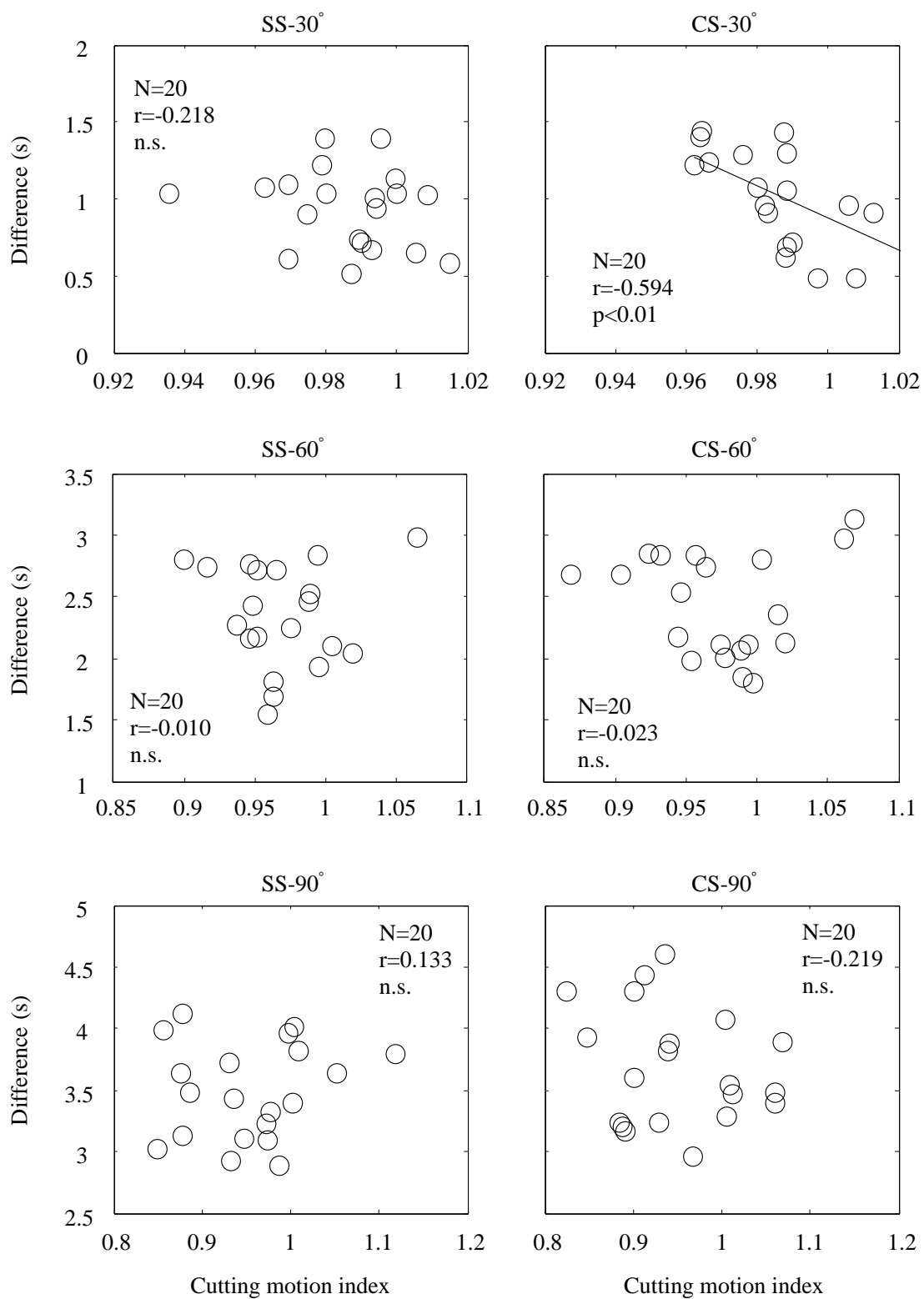


Figure 4-11 Relationships between the cutting motion index and the difference between the time of zigzag running and sprint running for the side step and cross step techniques.

Table 4-3 Correlation coefficients of the difference between the time of zigzag running and sprint running to the time of zigzag running (TZR), the decrease (V_{dec}) and increase in the center of gravity velocity (V_{inc}), and the direction change angle (DCA).

	Side step			Cross step		
	30°	60°	90°	30°	60°	90°
TZR	0.883**	0.956**	0.939**	0.904**	0.945**	0.955**
V_{dec}	-0.236	-0.013	0.066	-0.630**	-0.165	-0.075
V_{inc}	0.035	0.051	0.128	-0.091	-0.116	-0.235
DCA	0.318	0.115	-0.107	0.263	0.096	-0.054

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$

ても有意な相関はみられなかった．また，走方向変換角度との間にも，SS と CS のいずれにおいても有意な相関はみられなかった．

4.4 考察

これまでの研究や指導では，主に方向変換走のタイムを指標にして走方向変換能力や技術を評価してきた（瀧井と福井，1984；米田，1988）．しかし，方向変換走タイムが走能力，下肢筋力，方向変換技術などの複数の要因の影響を受けることを考えると（Young et al., 2002），方向変換走タイムにもとづく指標のみでは走方向変換や能力を適切に評価することはできないと考えられる．また，中山（1998）は方向変換走タイムと直線走タイムの差を，田中ら（1999）は方向変換走タイムを直線走タイムで除したものを走方向変換技術の評価指標として用いている．これらは方向変換走タイムから直線走能力の影響を差し引いてはいるものの，実際の走方向変換中の身体重心速度の変化や走方向変換動作との関係については検討していない．図 4-10 に示したように，SS と CS のいずれにおいても方向変換走タイムと直線走タイムの差と直線走タイムに対する方向変換走タイムの割合との間には強い正の相関がみられたことから，これらの指標が方向変換走において類似した技術进行评估していると考えられる．そこで，本研究では，中山（1998）の評価指標と身体重心速度の変化や走方向変換指数との関係を検討する．

図 4-11 に示したように，走方向変換指数と中山の評価指標との間には強い相関はみられず，SS と CS のいずれにおいても中山の評価指標と走方向変換角度や身体重心速度の変化との間にも強い相関はみられなかった（表 4-3）．これらのことは，中山の評価指標と走方

向変換指数が異なる技術を評価していることを示し、中山の評価指標では走方向変換におけるスピードの変化や走方向の変換などの技術を適切に評価できないことを示唆していると考えられる。表 4-2 に示したように、SS と CS ともしずれの設定変換角度においても走方向変換指数と身体重心水平速度の減少量との間に有意な負の相関がみられ、SS と CS とともに 60 度と 90 度では増加量との間に有意な正の相関がみられた。これらの結果は走方向変換指数が走方向変換中の走スピード維持の程度を示す指標の 1 つになり得ることを示すと考えられる。SS と CS とともに設定変換角度が大きくなると、走方向変換指数が小さくなったのは (表 4-1)、支持期前半における重心速度の減少量が大きくなったことによると考えられる。

SS の 30 度では走方向変換角度と走方向変換指数との間に有意な負の相関が、60 度と 90 度では正の相関がみられたものの相関係数はいずれも低く、CS では有意な相関はみられなかった (表 4-2)。このことは、走方向変換においてスピードの維持と走方向の変換は独立性が高いことを示していると考えられる。球技スポーツのように、なるべくスピードを維持して、大きく走方向を変換することが求められる場合には、走方向変換角度と走方向変換指数によって走方向変換動作を適切に評価できると考えられる。

これらのことから、本研究で提案した走方向変換指数は、動作分析を必要とするが、走方向変換中のスピード維持の程度を評価でき、従来の評価指標では十分に評価できなかった走方向変換動作の評価が可能であると考えられる。

4.5 要約

本研究の目的は、走方向変換におけるスピードの維持と方向変換の観点から走方向変換

動作の評価指数を提案することであった。

本研究の結果から、以下のことがわかった。

- ① SS と CS のいずれにおいても走方向変換指数と身体重心速度の減少量との間に有意な正の相関がみられ、増加量との間には SS と CS とも 30 度を除いて有意な正の相関がみられた。
- ② SS と CS のいずれにおいても、ジグザグ走タイムと直線走タイムの差と身体重心速度の減少量と増加量および走方向変換角度との間に有意な相関はみられなかった。
- ③ SS と CS のいずれにおいても、走方向変換指数とジグザグ走タイムとの間に有意な相関はみられず、走方向変換角度との間には 30 度の SS では有意な負の相関が、60 度と 90 度の SS では有意な正の相関がみられたが、相関係数はいずれも小さく、CS では有意な相関はみられなかった。
- ④ ジグザグ走タイムと直線走タイムの差と走方向変換角度や身体重心速度の増加量との間には有意な相関はみられず、30 度の CS を除いて身体重心速度の減少量との間にも有意な相関はみられなかった。

以上のことから、走方向変換指数が走方向変換中のスピード維持の程度を示す指標になり得るといえる。さらに、走方向変換中はスピードを維持して素早く方向変換することが求められることを考えると、本研究で提案した走方向変換指数と走方向変換角度を用いることで、従来の評価指標では困難であった走方向変換動作の評価が可能になると考えられる。

5. 走方向変換動作における上位群と下位群の下肢 Kinematics の特徴

5.1 目的

走方向変換を素早く行うには、下肢筋群の大きな筋力・パワーが要求され、下肢関節に大きな負荷が加わることから、球技選手が下肢の傷害を引き起こす原因の 1 つともなっている。Grindstaff et al. (2006) は、合理的な走方向変換動作を身に付けることは、走方向変換能力の向上のみならず、怪我や故障の予防にも役立つと述べている。しかし、走方向変換動作を詳細に検討したバイオメカニクス的研究は少なく、合理的な走方向変換動作は明らかにされていないようである。したがって、素早く走方向を変換するための動作を Kinematics 的に分析し、合理的な走方向変換動作を明らかにすることは、球技スポーツにおける走方向変換動作の指導法やトレーニング法を考えるためや、下肢の障害を予防するために役立つと考えられる。

スポーツにおけるよい動き、すなわちスポーツ技術を明らかにするためのバイオメカニクス的研究法には、スキルレベルの異なる被験者間の比較、スキルの高い選手の成功および失敗試技の比較、よい選手の動きを分類し、その特徴の抽出および力学的検討などが挙げられている（阿江と藤井，2004）。これらは、いずれも熟練者あるいは上位者とそうでないものを比較することが運動技術を明らかにすることを示すものである。第 4 章より走方向変換指数と走方向変換角度によって走方向変換動作を評価できることがわかった。そこで、走方向変換指数と走方向変換角度に着目して被験者を上位群と下位群に分類し、各群の動作を比較することで、走方向変換動作の技術的要因を明らかにすることができると考

えられる。

本研究では、走方向変換指数と走方向変換角度に着目して分類した上位群と下位群の動作を Kinematics 的に比較し、よい走方向変換動作の Kinematics 的要因を明らかにすることを目的とした。

5.2 方法

本研究の被験者、データ収集およびデータ処理については第 3 章の実験 1 において述べた。ここでは、上位群および下位群の抽出およびデータの規格化について述べる。本研究では、後述の方法で分けられた上位群と下位群の走方向変換動作の相違を関節や部分の角度および角速度に着目して検討する。

5.2.1 上位群および下位群の抽出

図 5-1 は、SS と CS における走方向変換角度と走方向変換指数との関係を示したものである。本研究では、走方向変換角度および走方向変換指数がともに大きかった被験者を上位群、ともに小さかった被験者を下位群とした。

なお、被験者の分類において、90 度の SS では走方向変換指数が大きい被験者（図 5-1、●印）が 1 名みられたが（走方向変換指数 1.12，全被験者の平均 0.95 ± 0.07 ），本被験者の接地時の身体重心水平速度（2.21m/s）が全被験者の平均（ 3.22 ± 0.39 m/s）よりも著しく小さかったことから（平均-2.59SD），他の被験者とは著しく条件が異なると考えられるので，本被験者を上位群に含めなかった。

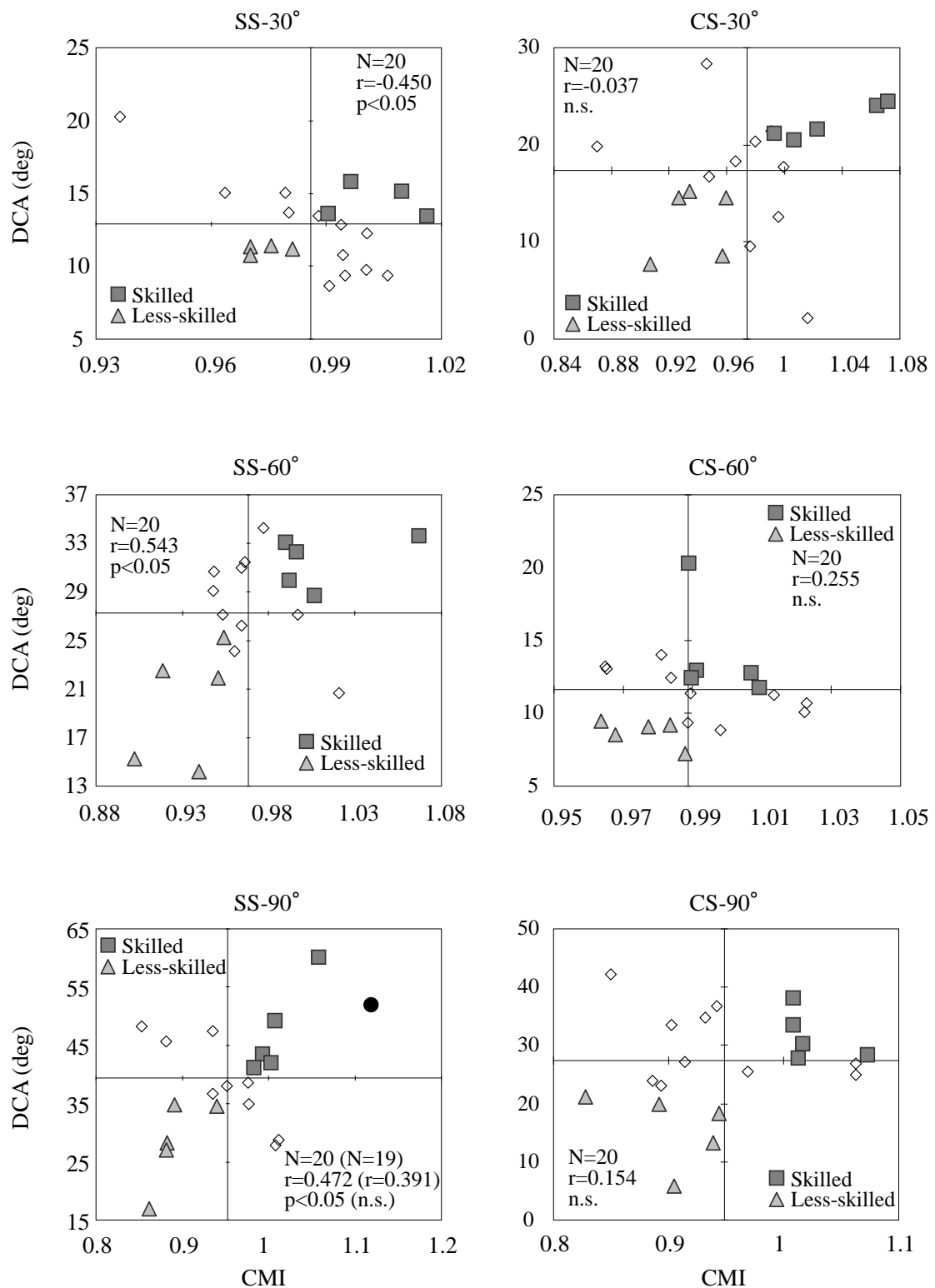


Figure 5-1 Relationships between the cutting motion index (CMI) and the direction change angle (DCA) in the side step (left) and cross step techniques (right).

5.2.2 データの規格化

時系列データは、試技ごとに支持時間を 100%として規格化し、1%ごとに平均値を算出した。

5.3 結果

5.3.1 上位群と下位群のジグザグ走タイム、走方向変換指数および走方向変換角度

表 5-1 は、SS と CS の上位群と下位群における 30m 直線走タイムおよびジグザグ走タイムを平均値と標準偏差で示したものである。SS と CS とも、いずれの設定変換角度においても 30m 直線走およびジグザグ走のタイムには、両群間に有意差はみられなかった。

図 5-2 は、SS と CS における上位群と下位群の走方向変換指数と走方向変換角度を平均値と標準偏差で示したものである。走方向変換指数および走方向変換角度は、SS と CS のいずれの設定変換角度においても上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。

5.3.2 上位群と下位群の身体重心水平速度とその変化

図 5-3 は、SS と CS における上位群と下位群の接地時、支持期中間、離地時の身体重心水平速度を平均値と標準偏差で示したものである。SS と CS のいずれにおいても上位群と下位群とも身体重心水平速度は支持期前半では減少し、後半では増加していた。しかし、SS と CS のいずれにおいても接地時、支持期中間、離地時の身体重心水平速度には両群間に有意差はみられなかった。

図 5-4 は、SS と CS における上位群と下位群の支持期前半における身体重心水平速度の減

Table 5-1 The times of the 30 m sprint running and zigzag running for the skilled and less-skilled groups in the side step and cross step techniques.

running time (s)	Side step		Cross step	
	Skilled	Less-skilled	Skilled	Less-skilled
Sprint running				
30°	4.37±0.21	4.27±0.17	4.39±0.06	4.35±0.12
60°	4.32±0.22	4.42±0.10	4.32±0.12	4.37±0.14
90°	4.34±0.13	4.34±0.13	4.37±0.13	4.39±0.14
Zigzag running				
30°	5.31±0.41	5.18±0.07	5.32±0.38	5.55±0.07
60°	6.91±0.40	7.02±0.31	5.40±0.38	5.55±0.06
90°	7.79±0.53	7.87±0.37	5.46±0.32	5.46±0.19

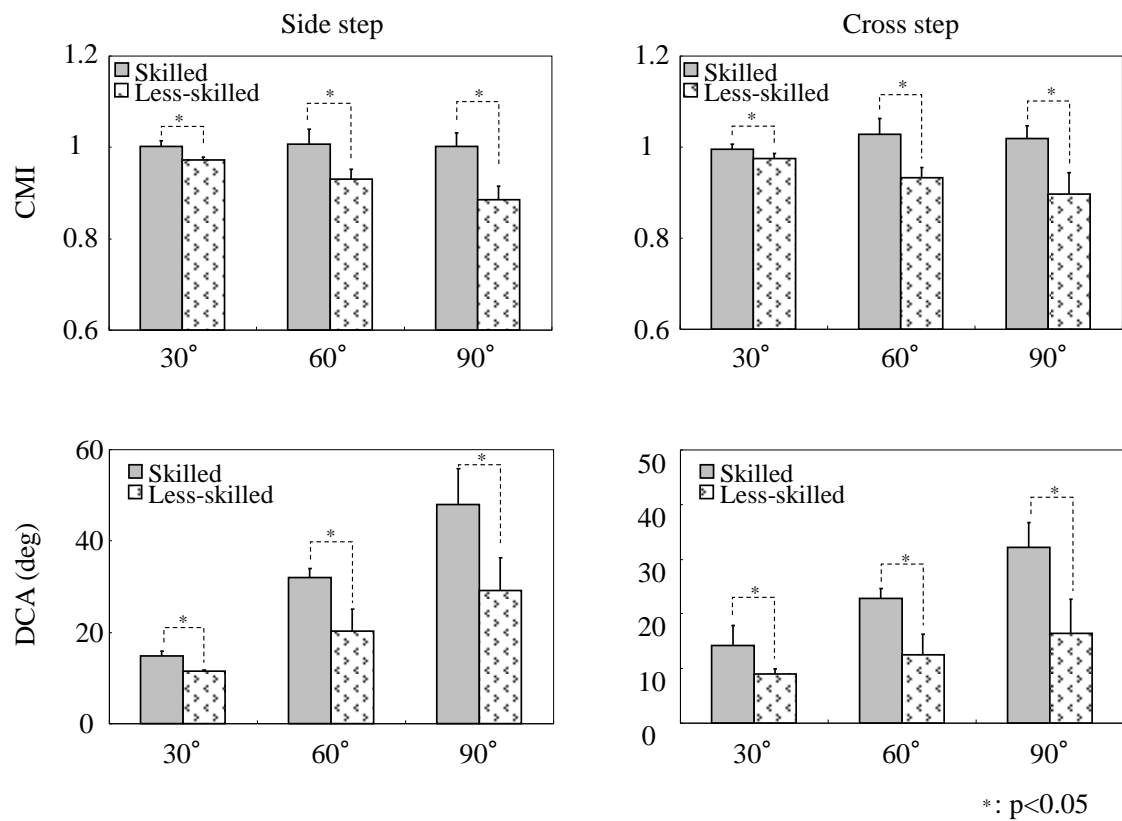


Figure 5-2 Means and standard deviations of the cutting motion index (top) and direction change angle (bottom) for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right).

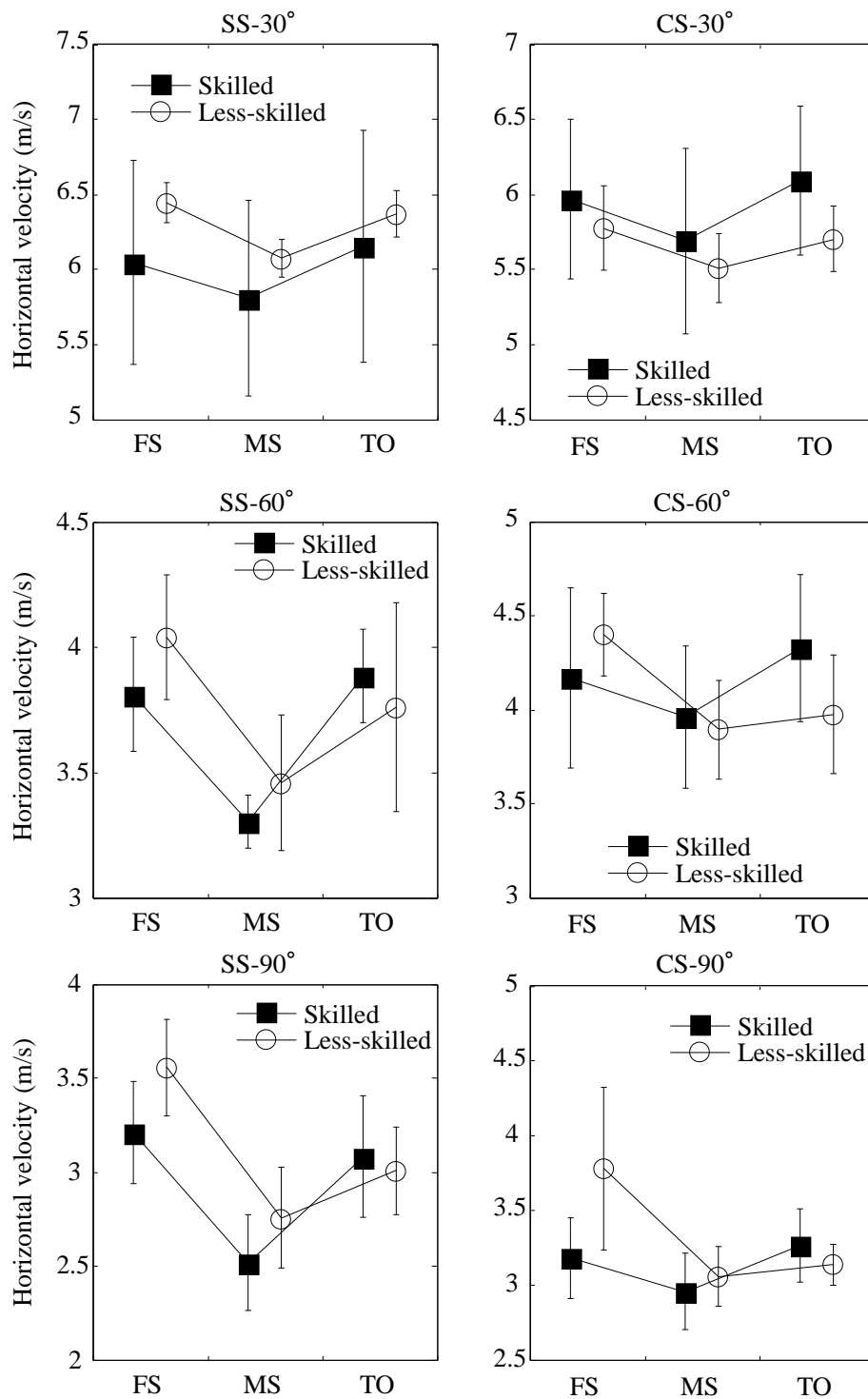


Figure 5-3 Means and standard deviations of the horizontal velocity of the center of gravity at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right).

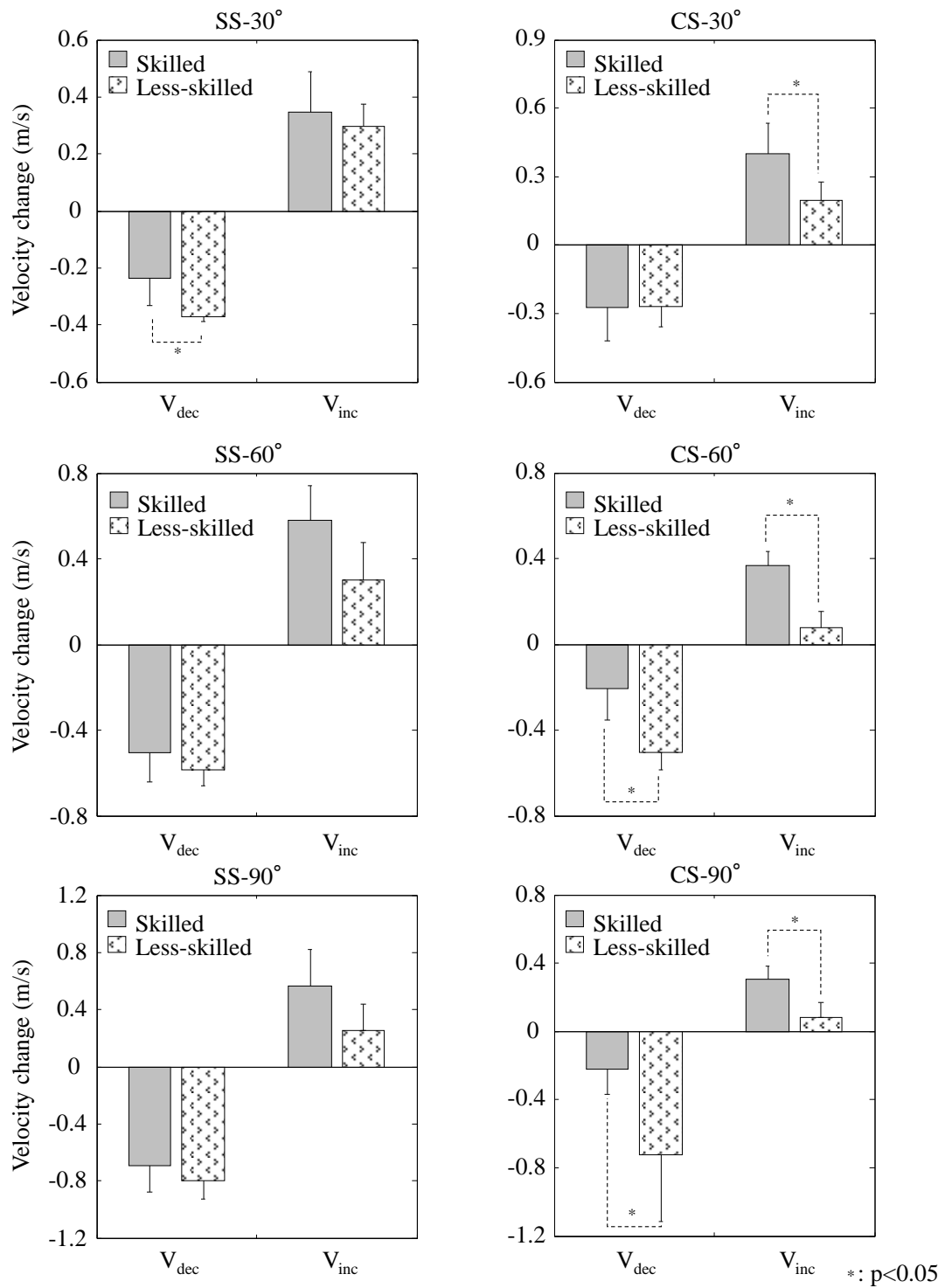


Figure 5-4 Means and standard deviations of the decrease (V_{dec}) and increase in the horizontal velocity of the center of gravity (V_{inc}) during the first and second phases for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right).

少量および後半における増加量を平均値と標準偏差で示したものである。SS において、支持期前半の身体重心速度の減少量は、30 度では上位群の方が下位群よりも小さかったが ($p<0.05$)、60 度と 90 度では両群間に有意差はみられなかった。後半の重心速度の増大量は、有意ではないものの 60 度と 90 度では上位群の方が下位群より大きい傾向がみられた ($p<0.1$)。

CS において、支持期前半における身体重心速度の減少量は、30 度では両群間に有意差はみられなかったが、60 度と 90 度では上位群より下位群の方が有意に大きかった ($p<0.05$)。後半の増加量は、30 度、60 度、90 度のいずれにおいても上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。

図 5-5 は、設定変換角度 90 度の SS と CS における上位群と下位群の法線方向の平均加速度および速度変化を平均値と標準偏差で示したものである。SS では、法線方向の平均加速度には両群間に有意差はみられなかったが、速度変化は上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。CS では、平均加速度と速度変化とも上位群の方が下位群より有意に大きかった ($p<0.05$)。

図 5-6 は、設定変換角度 90 度の SS と CS における上位群と下位群の支持時間を平均値と標準偏差で示したものである。支持時間は、SS と CS と両群間に有意差はみられなかったが、SS では上位群の方が下位群よりも長い傾向がみられた ($p=0.07$)。

5.3.3 上位群および下位群の走方向変換動作

1) サイドステップについて

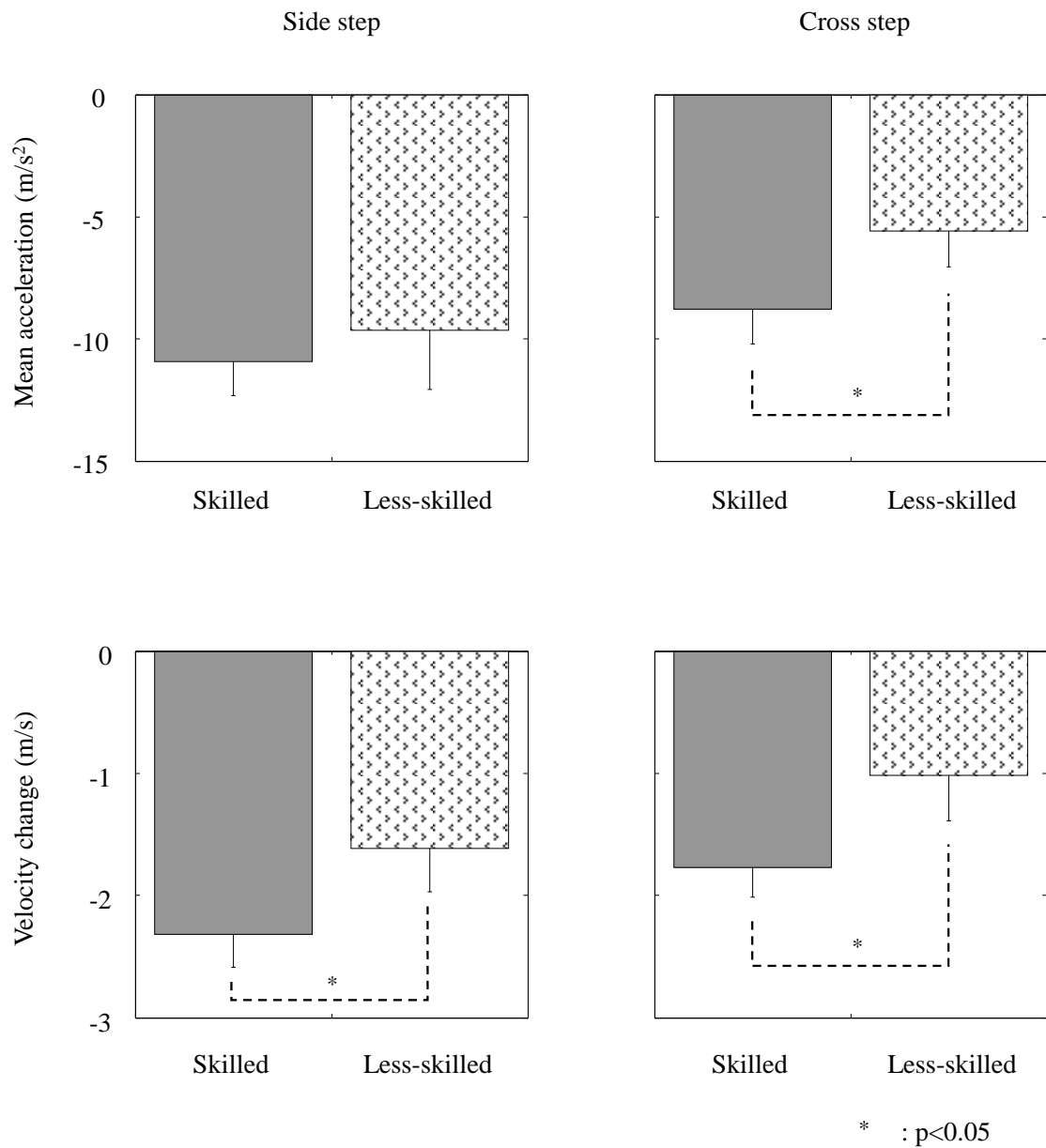


Figure 5-5 Means and standard deviations of the mean normal acceleration (top) and velocity change in the normal direction (bottom) for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right) with 90 degrees direction change.

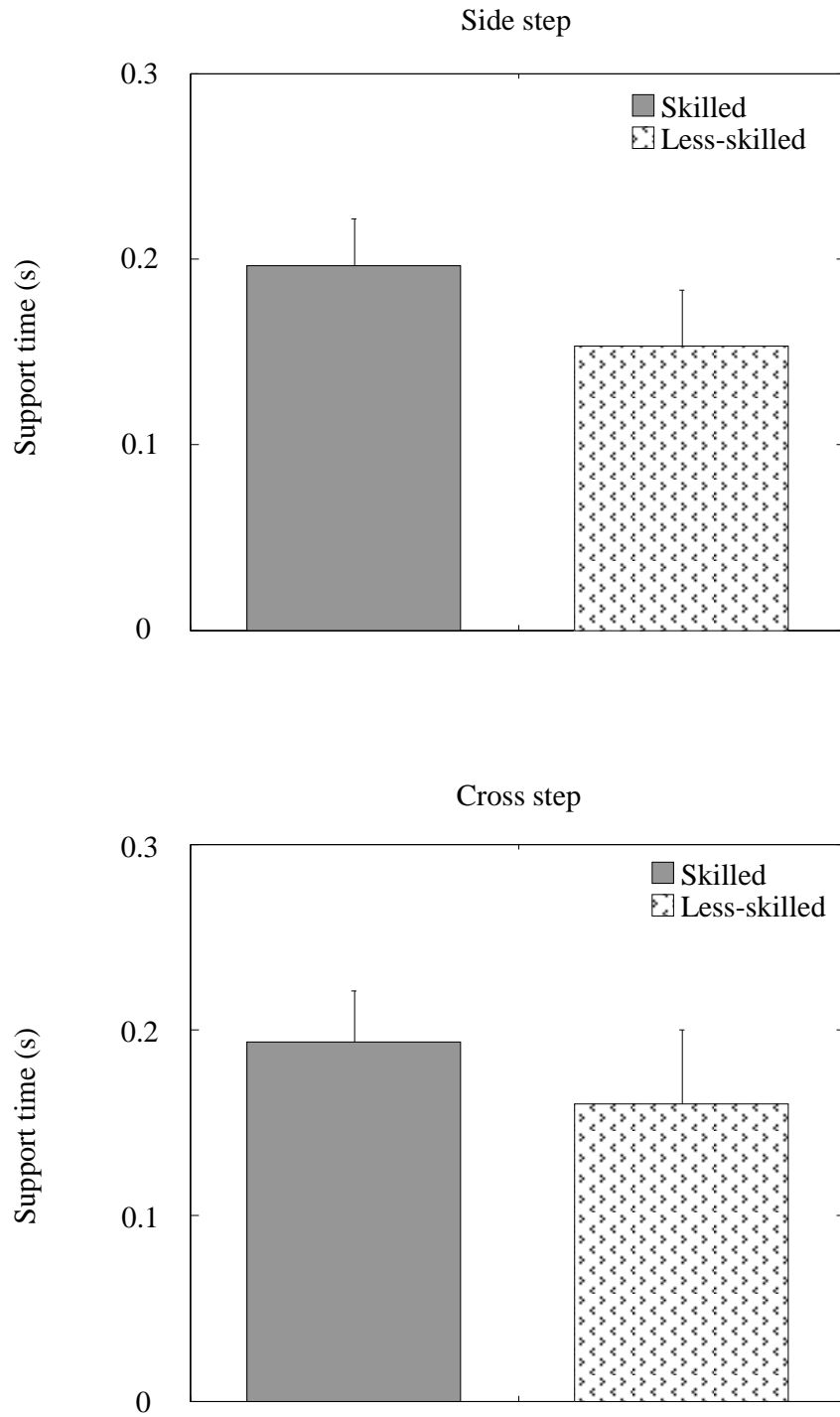


Figure 5-6 Means and standard deviations of the support time for the skilled and less-skilled groups in the side step (left) and cross step techniques (right) with 90 degrees direction change.

図 5-7 は、SS の上位群と下位群における接地時，支持期中間，離地時の股関節，膝関節および足関節角度を平均値と標準偏差で示したものである．30 度をみると，膝関節角度は接地時では上位群の方が小さかったが ($p<0.05$)，他の時点では両群間に有意差はみられず，股関節および足関節角度には有意差はみられなかった．

60 度および 90 度をみると，股関節角度は接地時，支持期中間，離地時のいずれの時点においても両群間に有意差はみられなかった．膝関節角度は，接地時，支持期中間，離地時のいずれの時点においても両群間に有意差はみられなかったが，90 度では上位群は支持期後半において伸展していたのに対して下位群では支持期を通して屈曲していた．足関節角度は，90 度では接地時および離地時において上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p<0.05$)．

図 5-8 は，設定変換角度が 90 度の SS における上位群と下位群の支持期前半および後半の股関節，膝関節および足関節の角変位を平均値と標準偏差で示したものである．股関節および膝関節角変位は，支持期前半では両群間に有意差はみられなかったが，後半の伸展はどちらも上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p<0.05$)．一方，足関節では支持期前半と後半とも両群間に有意差はみられなかった．

図 5-9 は，設定変換角度が 90 度の SS における上位群と下位群の支持期における体幹，大腿および下腿の前傾角度および角速度の変化を平均値と標準偏差で示したものである．横軸の時間は，接地時から離地時までの時間を接地時を 0 秒としてそれぞれの平均時間で示した．

体幹角度は，上位群と下位群とも接地後に増加し，離地直前にわずかに減少していたが，

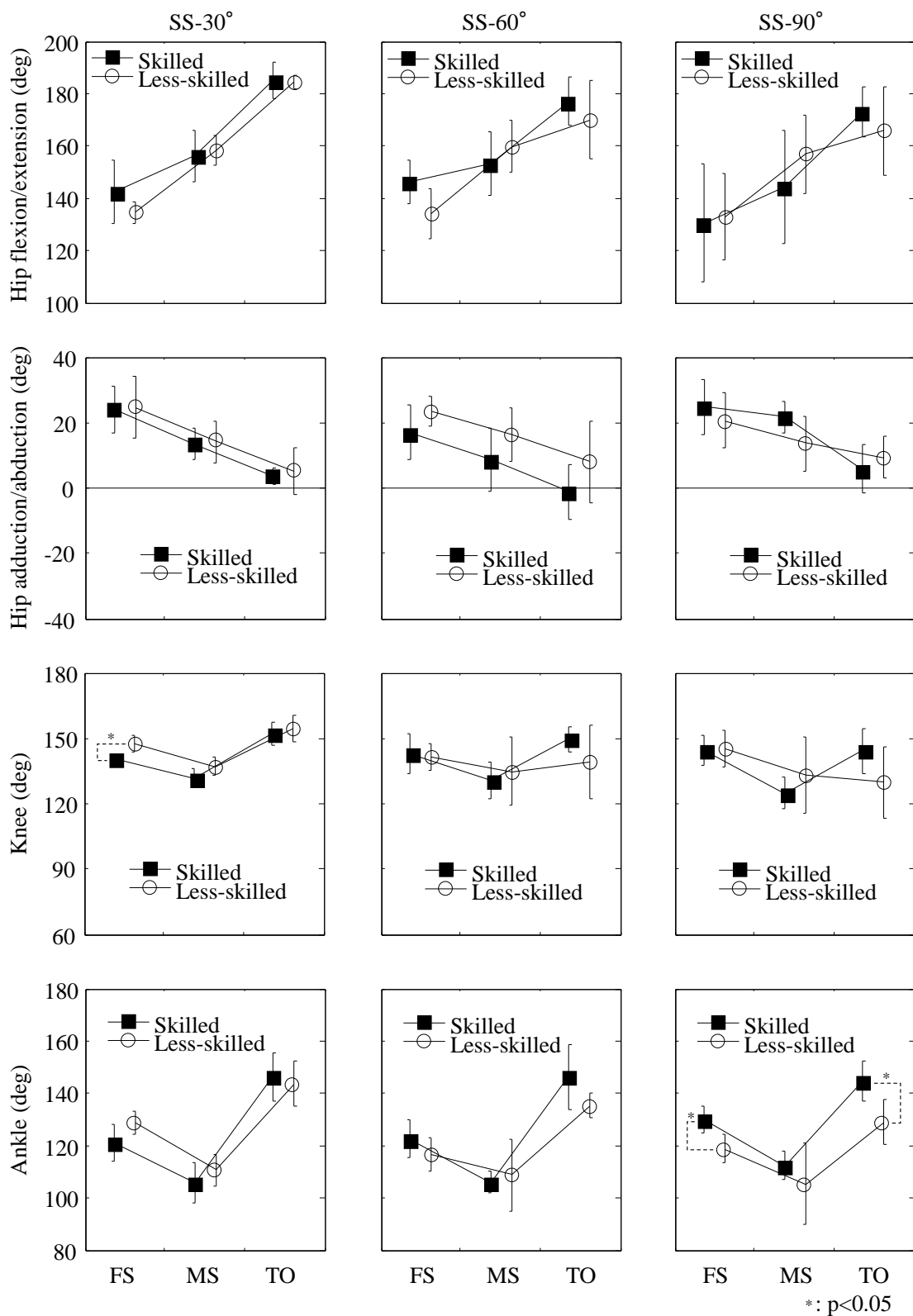


Figure 5-7 Means and standard deviations of the joint angle of the support leg at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the skilled and less-skilled groups in the side step technique.

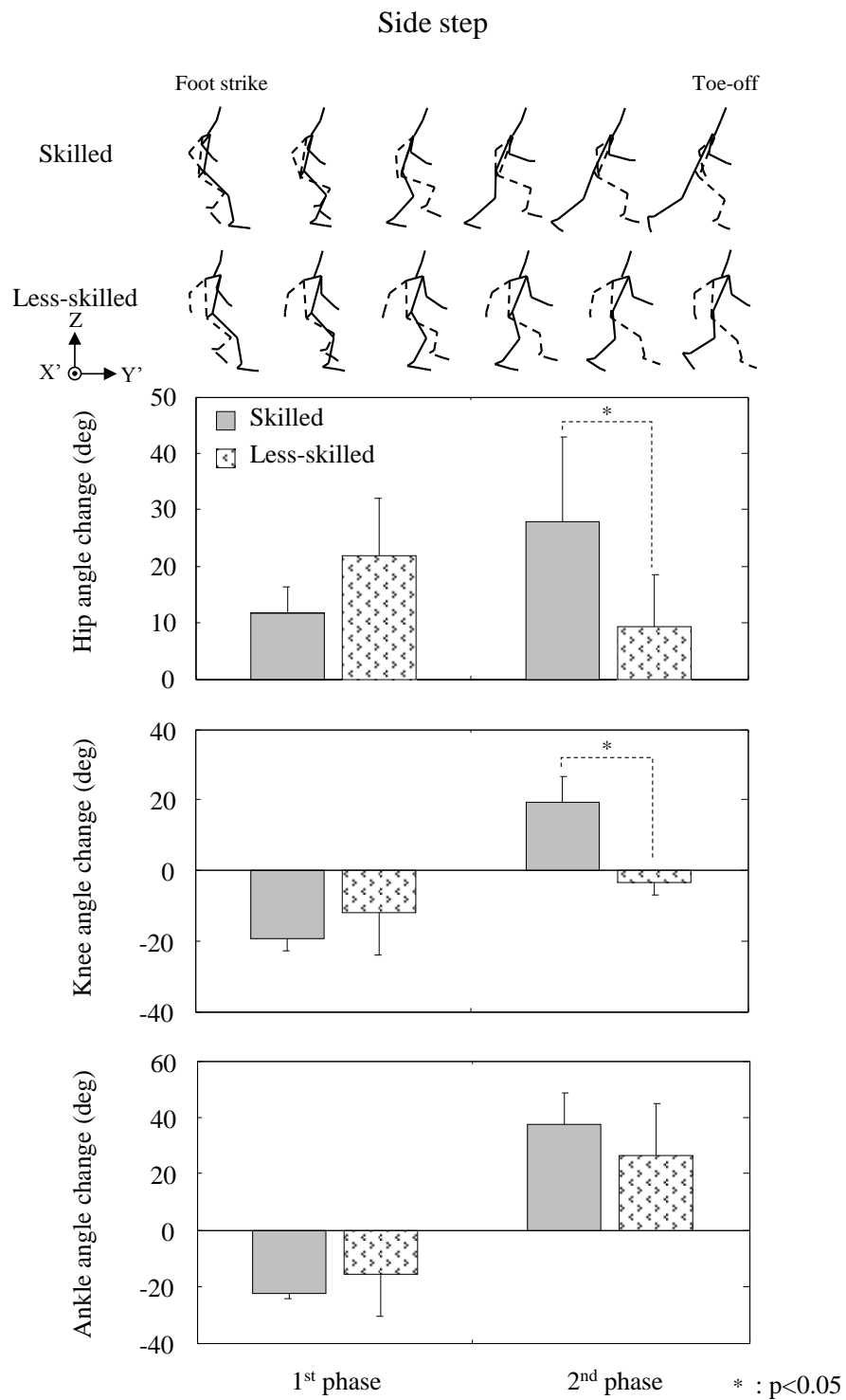


Figure 5-8 Means and standard deviations of the changes in the hip (top), knee (middle), and ankle joint angles (bottom) in the first and second phases for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.

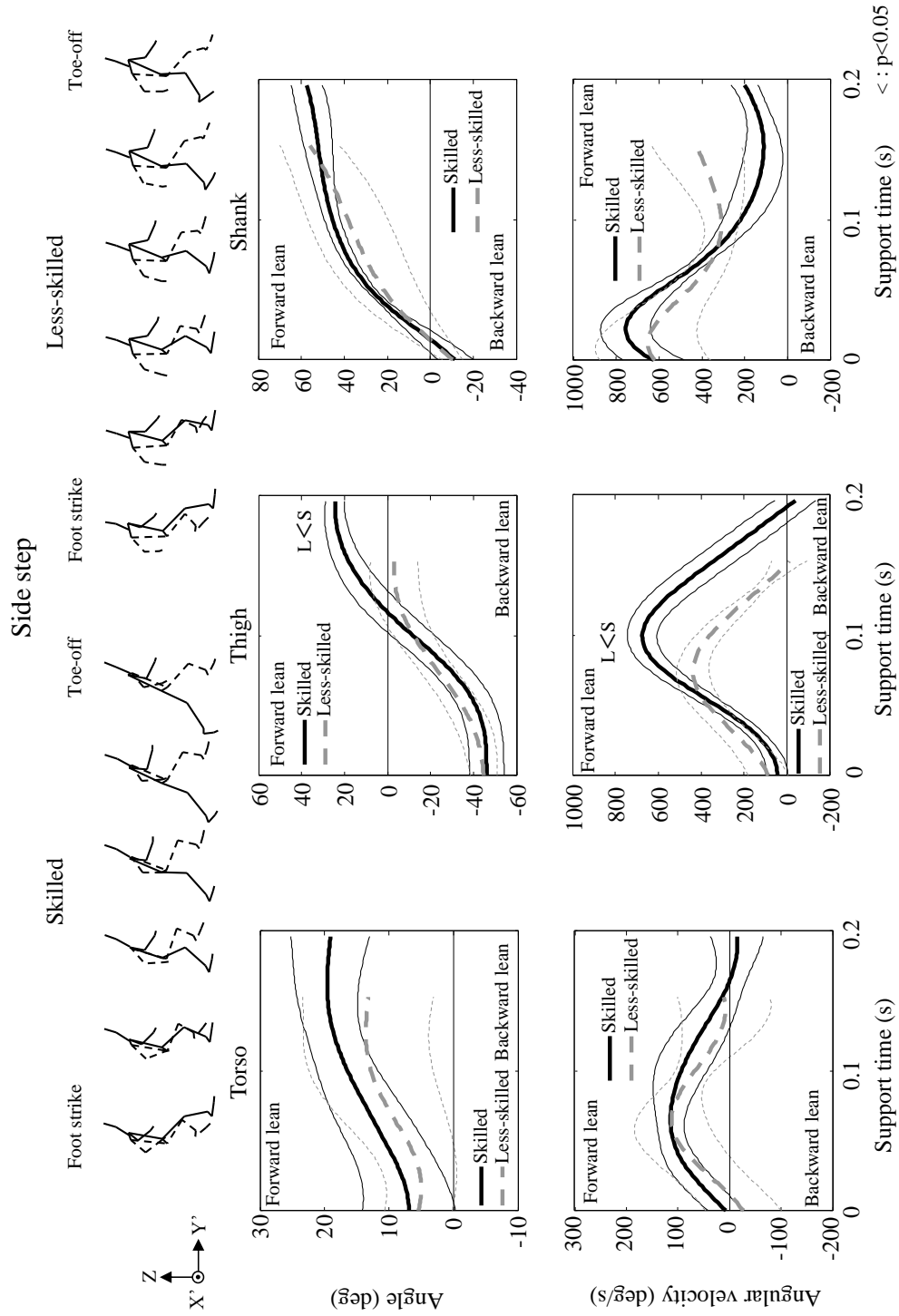


Figure 5-9 Averaged patterns of the forward lean angle (top) and angular velocity (bottom) of the torso (left) thigh (middle) and shank (right) for the skilled (S) and less-skilled groups (L) in the side step technique with 90 degrees direction change.

接地時，支持期中間，離地時のいずれにおいても両群間に有意差はみられなかった．大腿をみると，上位群では接地後に大腿角度および角速度が急増（前傾）していたが，下位群ではこれらは小さかった．また，上位群では支持期後半において大腿が前傾位にあったのに対して，下位群では支持期を通して大腿は後傾位にあった．支持期後半における大腿の角変位は，上位群で $53.1 \pm 8.5 \text{deg}$ ，下位群で $18.2 \pm 10.6 \text{deg}$ であり，上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p < 0.05$)．また，大腿角速度の最大値は，上位群で $678.6 \pm 66.2 \text{deg/s}$ ，下位群で $438.8 \pm 74.8 \text{deg/s}$ であり，上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p < 0.05$)．下腿角度は，上位群と下位群とも，接地直後に急増し，支持期を通して正（前傾）を示した．

図 5-10 は，設定変換角度が 90 度の SS における支持期における下腿および大腿の内傾角度を示したものである．上位群と下位群とも下腿と大腿は支持期を通して内傾位にあった．下腿内傾角度は，上位群では接地後に減少し，離地時の内傾角度は上位群よりも下位群で大きかった．大腿内傾角は，支持期を通して両群間に大きな差はみられなかった．

2) クロスステップについて

図 5-11 は，CS の上位群と下位群における接地時，支持期中間，離地時の股関節，膝関節および足関節角度を平均値と標準偏差で示したものである．股関節屈曲/伸展角度をみると，上位群では支持期を通して伸展していたのに対して，60 度の下位群では支持期を通して，90 度では支持期前半で屈曲しており，30 度と 60 度では離地時の股関節角度は上位群の方が有意に大きかった ($p < 0.05$)．

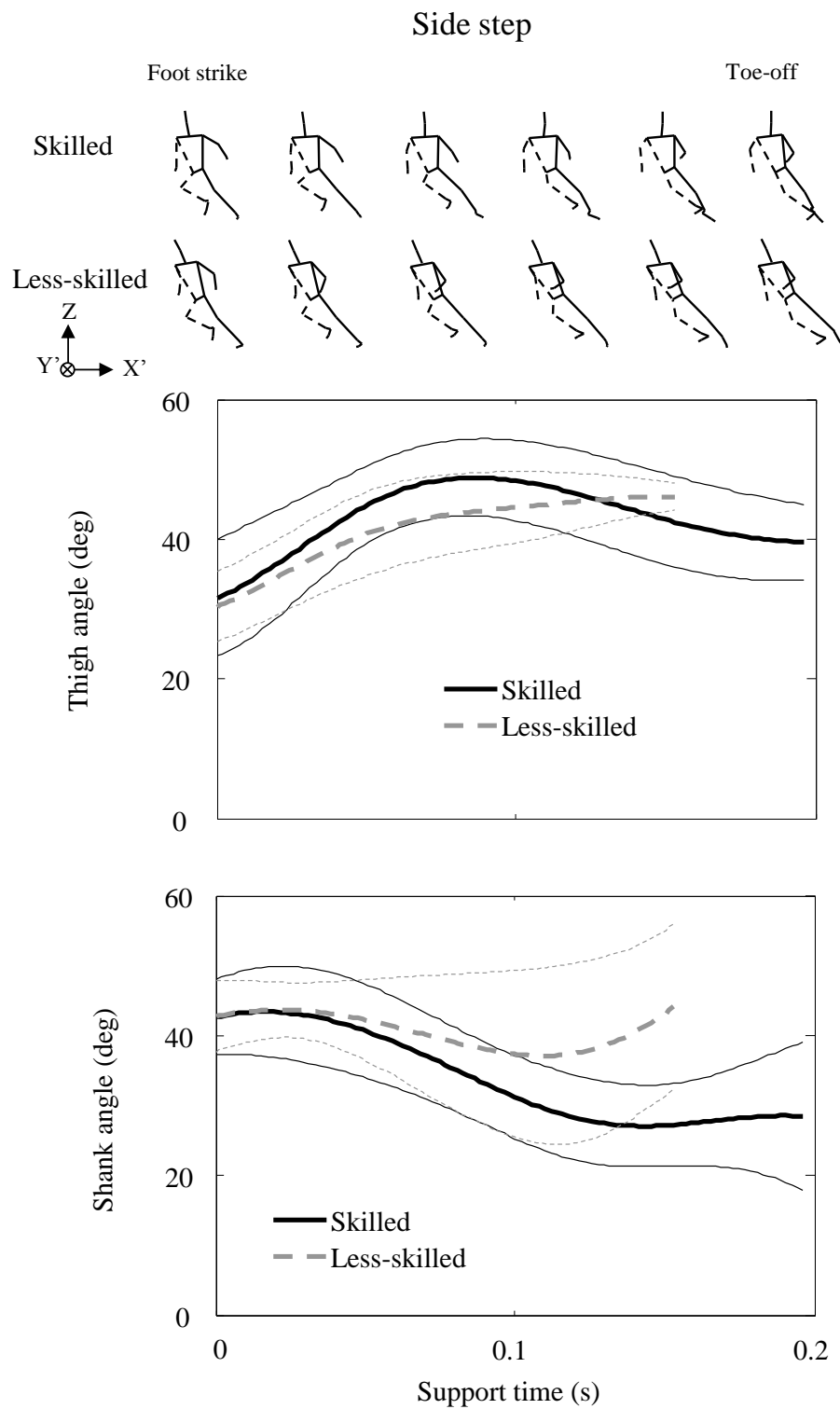


Figure 5-10 Averaged patterns of the medial lean angle of the thigh (top) and shank (bottom) for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.

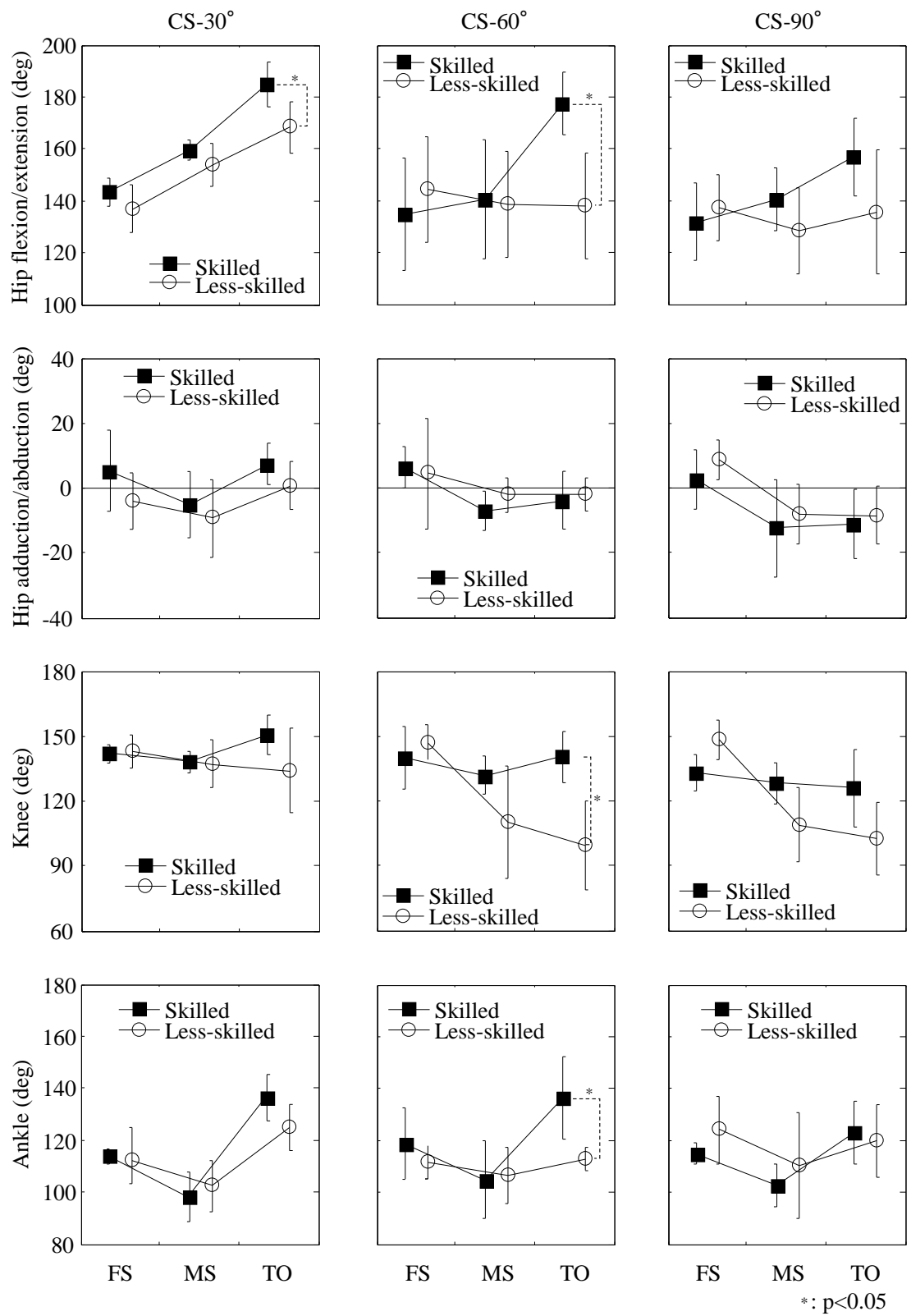


Figure 5-11 Means and standard deviations of the joint angle of the support leg at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique.

膝関節をみると、30 度と 60 度の上位群では支持期後半では伸展していたが、下位群では支持期を通して屈曲しており、60 度では離地時の膝関節角度は上位群の方が有意に大きかった ($p<0.05$)。90 度では、膝関節角度はいずれの時点においても両群間に有意差はみられなかった。

足関節角度は、60 度では離地時において上位群の方が大きかったが、30 度および 90 度ではいずれの時点においても両群間に有意差はみられなかった。

図 5-12 は、設定変換角度が 90 度の CS における上位群と下位群の支持期前半および後半の股関節、膝関節および足関節角変位を平均値と標準偏差で示したものである。股関節角変位は支持期前半では有意差がみられ ($p<0.05$)、上位群では伸展しているのに対して下位群では屈曲していた。膝関節角は両群とも支持期を通して屈曲しており、その大きさは支持期前半では上位群の方が下位群よりも有意に小さかったが ($p<0.05$)、支持期後半では有意差はみられなかった。足関節角変位は、支持期前半では両群間に有意差はみられなかったが、後半では上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。

図 5-13 は、設定変換角度が 90 度の CS における上位群と下位群の支持期における体幹、大腿および下腿の前傾角度および角速度の変化を平均値と標準偏差で示したものである。体幹前傾角度は、上位群では支持期を通して増加していたが、下位群では支持期後半の角度変化は小さく、角速度は離地直前では負（後傾）を示した。また、離地時における体幹前傾角度は上位群 ($27.6\pm4.1\text{deg}$) の方が下位群 ($15.8\pm8.6\text{deg}$) よりも有意に大きかった。また、支持期前半の体幹の角変位には両群間に有意差はみられなかったが、後半の角変位は上位群で $10.7\pm4.5\text{deg}$ 、下位群で $-0.3\pm0.4\text{deg}$ であり、上位群の方が有意に大きかった。

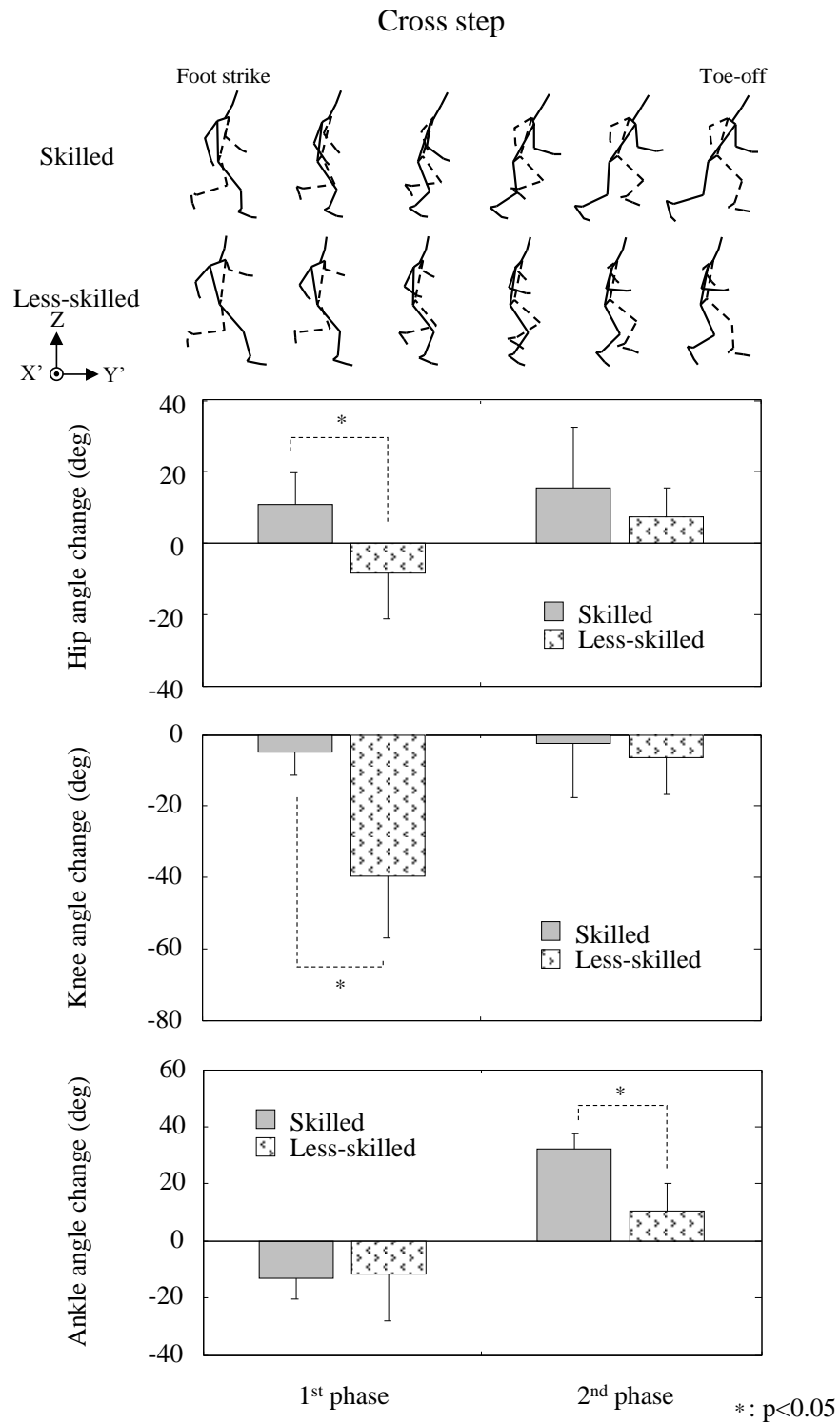


Figure 5-12 Means and standard deviations of the changes in the hip (top), knee (middle), and ankle joint angles (bottom) during the first and second phases for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique with 90 degrees direction change.

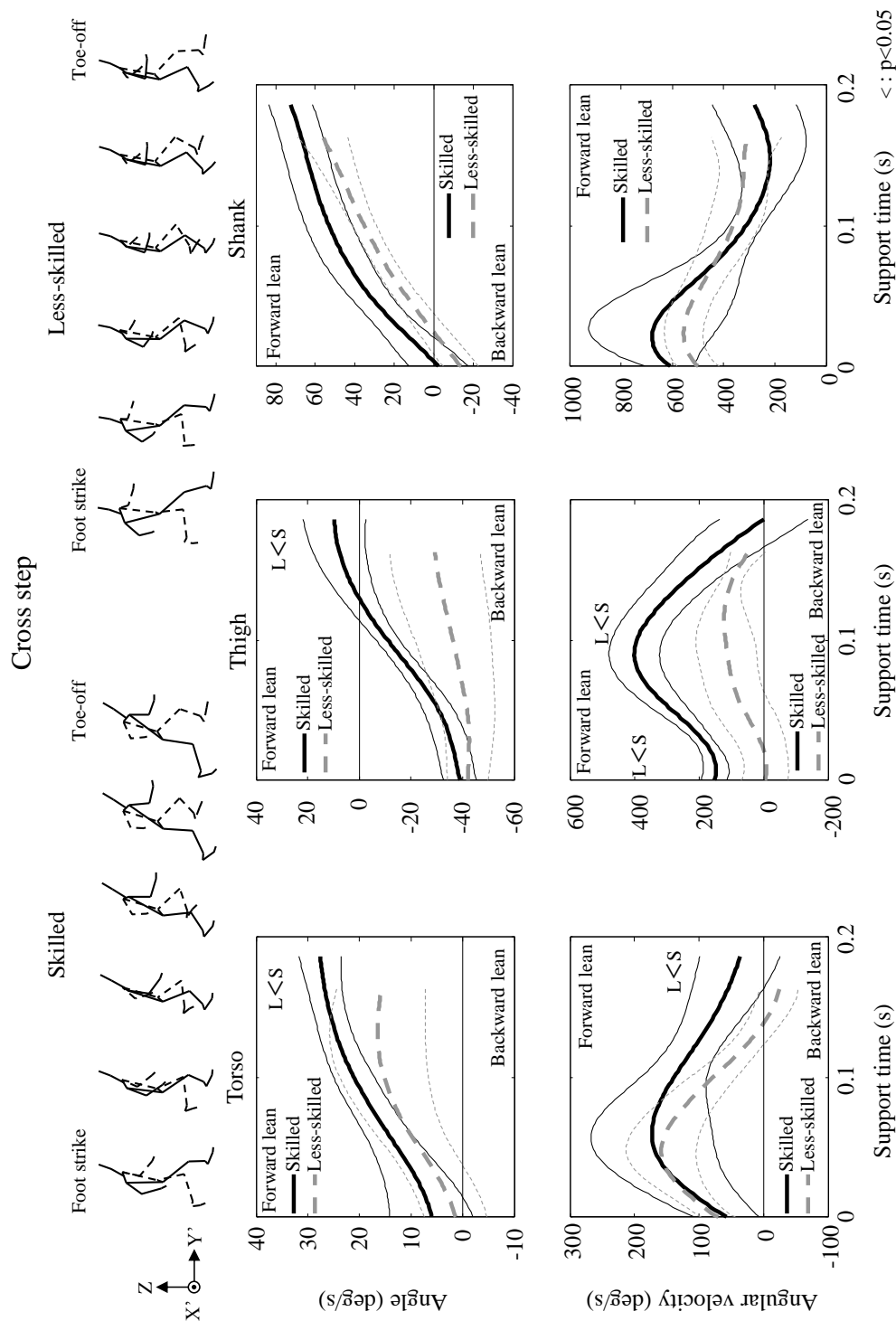


Figure 5-13 Averaged patterns of the forward lean angle (top) and angular velocity (bottom) of the torso (left) thigh (middle) and shank (right) for the skilled (S) and less-skilled groups (L) in the cross step technique with 90 degrees direction change.

大腿をみると、上位群では接地時の角速度が大きく、接地直後に角度と角速度とも急増（前傾）しているのに対して、下位群ではこれらは小さく、大腿は支持期を通して後傾位にあった。また、離地時における大腿角度は、上位群の方が下位群よりも有意に大きかった（ $p<0.05$ ）。接地時における大腿角速度および大腿角速度の最大値はそれぞれ、上位群で $153.1\pm39.2\text{deg/s}$ および $400.0\pm78.2\text{deg/s}$ 、下位群で $-3.7\pm72.1\text{deg/s}$ および $161.4\pm60.3\text{deg/s}$ であり、どちらも上位群の方が下位群よりも有意に大きかった（ $p<0.05$ ）。下腿角度は、上位群と下位群とも接地後に急増し、角速度は支持期を通して正（前傾）を示した。

図 5-14 は、設定変換角度が 90 度の CS における上位群と下位群の支持期における下腿および大腿の内傾角度を示したものである。接地時の下腿の内傾角度は、上位群の方が下位群よりも有意に大きかったが（ $p<0.05$ ）、離地時では有意差はみられなかった。また、大腿内傾角度は支持期を通して両群間に有意差はみられなかった。

5.4 考察

SS の上位群は、30 度では支持期前半の身体重心速度の減少量が小さく、60 度および 90 度では支持期後半の増加量が大きい傾向がみられた（図 5-4）。CS では、30 度を除いて上位群の方が支持期前半の身体重心速度の減少量が小さく、いずれの設定変換角度においても支持期後半の増加量が大きかった。走方向変換角度は SS と CS のいずれにおいても上位群の方が大きかった（図 5-2）。これらのことは、SS と CS とともに上位群の方が方向変換走の課題をよく達成していたことを示すと考えられる。しかし、SS と CS とともにいずれの設定変換角換角度においても支持期における身体重心水平速度（図 5-3）や直線走タイム（表 5-1）

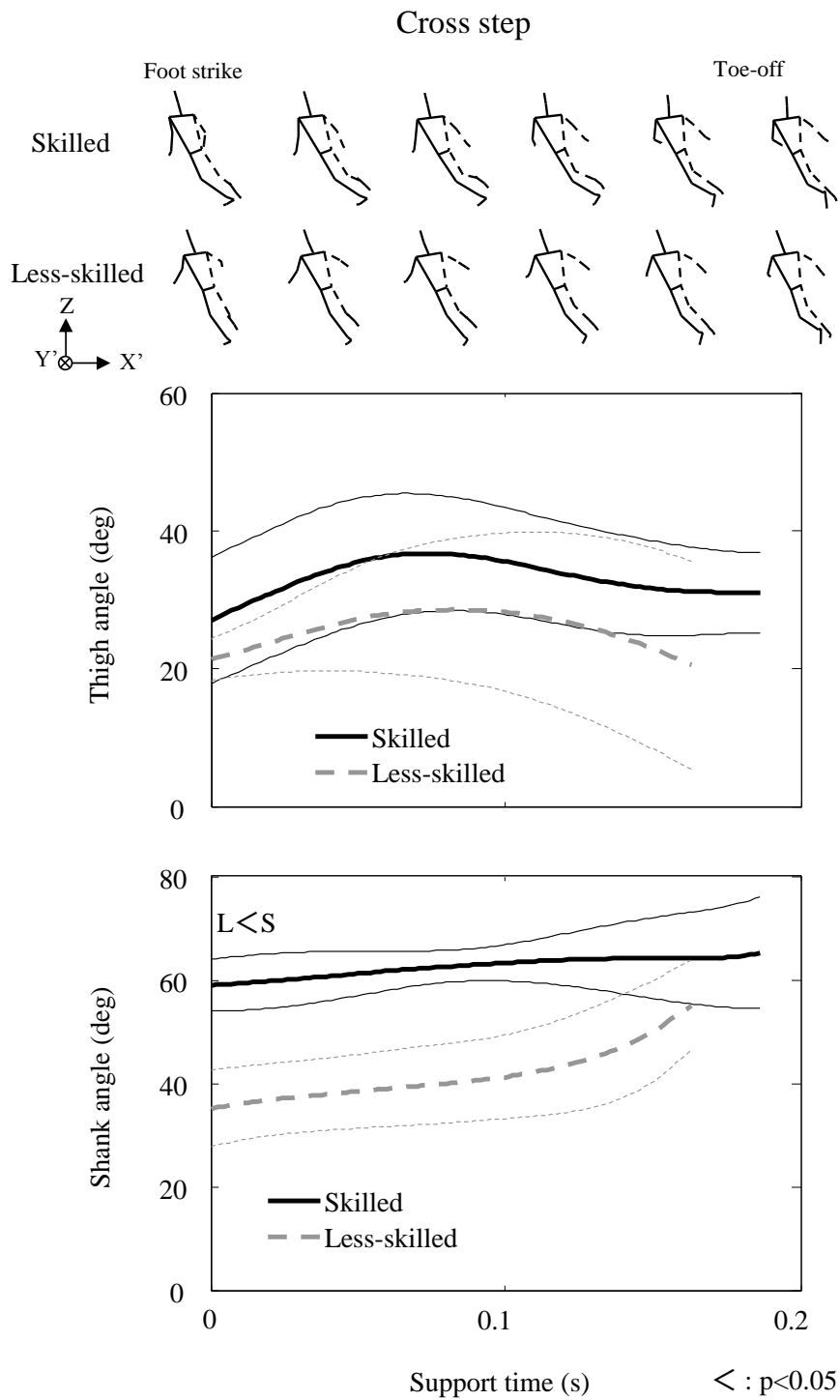


Figure 5-14 Averaged patterns of the medial lean angle of the thigh (top) and shank (bottom) for the skilled (S) and less-skilled groups (L) in the cross step technique with 90 degrees direction change.

には両群間に有意差がみられなかったことから、この両群間の相違は直線走能力によるものではないと考えられる。

上位群と下位群の身体重心水平速度、支持脚関節角度などを設定変換角度ごとに比べると（図 5-3, 図 5-7, 図 5-11）、これらの相違は 60 度と 90 度では類似しており、変換角度が大きい場合の方が動作の難易度が高いと考えられるので、以下では設定変換角度が 90 度の場合の動作を比較する。

5.4.1 90 度のサイドステップにおける上位群と下位群の下肢 Kinematics の比較

上位群では、支持期前半における膝関節の屈曲が大きく、股関節の伸展が小さい傾向にあり、支持期後半における膝関節および股関節の伸展が大きかった（図 5-8）。また、上位群では支持期における大腿角速度の最大値が大きく、その角度変化も大きかった（図 5-9）。これらのことは、上位群では支持期前半において支持脚が屈曲し、後半では大きく伸展したのに対して、下位群では支持期前半に支持脚を突っ張るようにしており、支持期後半では十分に支持脚を伸展できなかったことを示していると考えられる。

下腿角度は、上位群では接地直後から約 0.1 秒までに急増し、角速度も特に接地直後では上位群の方が大きかった。阿江ら（1988）は、直線走において接地直後に下腿が素早く前傾することは、重心速度を減少を小さくするのに役立つと述べている。これらのことから、上位群では接地後に下腿が素早く前傾しながら、支持期後半に大腿が素早く、大きく前傾することにより、身体重心速度の増加量および走方向変換指数を大きくできたと考えられる。

走方向変換角度は，上位群の方が下位群よりも有意に大きかった．支持期における法線方向の平均加速度には，両群間に有意差はみられなかったが（図 5-5），支持時間は上位群で長い傾向にあり（図 5-6），法線方向の速度変化は上位群で大きかった．これらのことから，上位群では支持時間を長くすることにより法線方向の速度変化を大きくして走方向変換角度を大きくできたと考えられる．また，上位群では支持期前半における支持脚の屈曲および後半における伸展が大きかったことから，このことが支持時間を長くするのに役立ったと考えられる．一方，上位群でみられたような支持脚の大きな屈曲動作は，重心速度の減少量を大きくする可能性があると考えられるが，重心速度の減少量には両群間に有意差はみられなかった．したがって，SS では支持期前半では支持脚が前傾しながら素早く屈曲していることが，身体重心速度を維持して支持時間を長くするのに役立ったと考えられる．

5.4.2 90 度のクロスステップにおける上位群と下位群の下肢 Kinematics の比較

支持期前半における膝関節の屈曲は下位群の方が大きく，股関節は上位群では伸展していたのに対して下位群では屈曲していた（図 5-12）．接地時の下腿および大腿角度には両群間に有意差はみられなかったが，接地時における大腿前傾角速度は上位群の方が大きかった（図 5-13）．大腿が前傾することで股関節および膝関節は伸展することから，上位群では接地時の大腿角速度が大きかったため，支持期前半の股関節の伸展が大きく，膝関節の屈曲が小さかったと考えられる．したがって，上位群では接地時の大腿角速度が大きく，膝関節および股関節の屈曲が小さかったため，支持期前半の身体重心の減速量が小さかった

と考えられる。さらに、上位群では支持期における大腿角速度の最大値が大きく、支持期を通して大腿が大きく前傾していた。体幹前傾角度の変化は、支持期前半では両群間に有意差はみられなかったが、後半では上位群の方が大きく、離地時の体幹角度は上位群の方が大きかった。また、上位群では支持期前半において大腿が大きく前傾し、股関節が伸展しながら体幹が前傾していた一方で、下位群では股関節が屈曲しながら体幹が前傾していた。このようにみてくると、上位群では接地後に股関節を伸展しながら全身を素早く前傾していたため、支持期後半においても大腿を速く、大きく前傾でき、重心速度の増加量を大きくできたと考えられる。

さらに、上位群では支持期後半において足関節を大きく底屈していた。阿江ら（1988）は、直線走における支持脚各部の役割を相対運動量の観点から検討した結果、支持期後半における身体重心の加速には足部が最も貢献しており、足関節を底屈することは大きな走速度を獲得するために重要であると述べている。したがって、上位群では、大腿が大きく前傾していたことに加えて、支持期後半において足関節が大きく底屈していたことも、後半の重心速度の増大量を大きくするのに役立ったと考えられる。

走方向変換角度は上位群の方が大きく、法線方向の平均加速度および速度変化も上位群の方が大きかった（図 5-5）。このことは、上位群では支持期において地面を側方に強く蹴ることで、走方向変換角度を大きくしていたことを示していると考えられる。また、接地時における下腿内傾角度は上位群の方が大きかった（図 5-14）。Greene（1985）は最大努力での曲線走において地面反力が一定の場合では、身体の内傾角度が大きくなるにしたがって地面反力の法線方向成分の割合が大きくなると述べている。これらのことから、上位群

では接地時に下腿が内傾していたため、支持期における法線方向の加速度が大きかったと考えられる。

以上のことから、SS では支持期前半において支持脚が素早く前傾しながら屈曲し、後半では素早く伸展していることが、CS では支持期前半において股関節が伸展しながら、体幹が前傾し、支持期を通して大腿が速く、大きく前傾していることがスピードを維持して走方向を変換するのに重要と示唆された。さらに、CS では接地時に下腿を内傾することで地面を側方に強く蹴ることができ、大きく走方向を変換できると考えられる。

5.5 要約

本研究の目的は、走方向変換指数と走方向変換角度に着目して分類した上位群と下位群の動作を Kinematics 的に比較し、よい走方向変換動作の Kinematics 的要因を明らかにすることであった。

本研究の結果から、以下のことがわかった。

(1) サイドステップにおける上位群の走方向変換動作の特徴

- ① 支持期後半における身体重心速度の増加量が大きく、走方向変換角度が大きかった。
- ② 接地後に下腿が素早く前傾し、支持期前半の膝関節の屈曲が大きく、股関節の伸展が小さかった。
- ③ 支持期後半において膝関節および股関節の伸展が大きく、大腿角速度の最大値も大きかった。

(2) クロスステップにおける上位群の走方向変換動作の特徴

- ① 支持期前半の身体重心速度の減少量が小さく、後半の増大量および走方向変換角度が大きかった.
- ② 接地時における大腿前傾角速度が大きく、支持期前半の膝関節および股関節の屈曲が小さかった.
- ③ 大腿前傾角速度の最大値が大きく、支持期後半の体幹の前傾および足関節の底屈が大きかった.

以上のことから、走方向変換では、SS と CS とともに支持期において大腿が素早く、大きく前傾することが重要であると考えられ、さらに SS では支持期後半において膝関節および股関節が大きく伸展することが、CS では膝関節および股関節の屈曲が小さく、脚全体が前傾することが有効と考えられる。また、SS では支持時間が長かったことが、CS では接地時に下腿が内傾していたことが、走方向を大きく変換することに役立ったと考えられる。

6. 走方向変換動作における上位群と下位群の下肢 Kinetics の特徴

6.1 目的

第 5 章の結果から、スピードを維持して走方向を変換するための Kinematics 的特徴として、SS では下腿の素早い前傾と支持脚の伸展が、CS では体幹と支持脚の素早い前傾が重要であることがわかった。一方、走方向変換では支持脚関節が大きな関節トルクやトルクパワーを発揮し、身体重心速度の変化に大きな影響を及ぼすことから、素早く走方向を変換するための技術的要因を検討するには、支持脚の Kinetics 的分析が必要であろう。

McLean et al. (2005) は、支持脚の姿勢と関節トルクとの関係を検討し、接地時に股関節が内旋および屈曲位に、膝関節が外反位にあるほど膝関節外反トルクの最大値が大きくなり、前十字靭帯損傷の危険性が高まることを示唆している。このように、これまでの走方向変換動作の Kinetics 的研究では、下肢の傷害、特に膝関節の前十字靭帯の傷害に着目したスポーツ医学的観点からのものが多く、素早く走方向を変換するための技術や合理的な走方向変換動作を詳細に検討したものはほとんどないようである。

走方向変換動作において身体重心速度の変化は、特に支持脚関節によって発揮された関節トルクによって生じるが、変化の大きさは関節トルクのみならず姿勢などの影響も受ける。Kepple et al. (1997) は歩行動作において、金子と佐藤 (1999) および小池ら (2010) は走動作において地面反力や身体重心速度の変化に対する支持脚関節トルクの貢献を順動力学的手法を用いて定量化している。これらの手法は、全身の運動方程式を導出することで動作中に発揮された関節トルクによって生じる地面反力や重心速度の変化を定量化でき

るため、スピードを維持して大きく走方向を変換するための技術的要因を明らかにするのに役立つと考えられる。

本研究では、上位群と下位群の走方向変換動作を Kinetics 的に比較し、よい走方向変換動作の Kinetics 的要因を明らかにすることを目的とした。

6.2 方法

本研究の被験者、データ収集およびデータ処理については第 3 章の実験 2 において述べた。ここでは、上位群および下位群の抽出およびデータの規格化について述べる。本研究では、上位群と下位群の走方向変換動作の相違を関節トルクやトルクパワーに着目して検討する。

6.2.1 上位群および下位群の抽出

本研究における上位群および下位群は第 5 章のものとは異なっている。図 6-1 は、SS と CS における走方向変換指数と走方向変換角度との関係を示したものである。第 5 章と同様に、本研究においても走方向変換指数と走方向変換角度がともに大きかった被験者を上位群、ともに小さかった被験者を下位群とした。

6.2.2 データの規格化

地面反力、関節トルク、関節トルクパワーは被験者の体重で除すことにより規格化した。時系列データは、試技ごとに支持時間を 100% として規格化し、1% ごとに平均値を算出した。

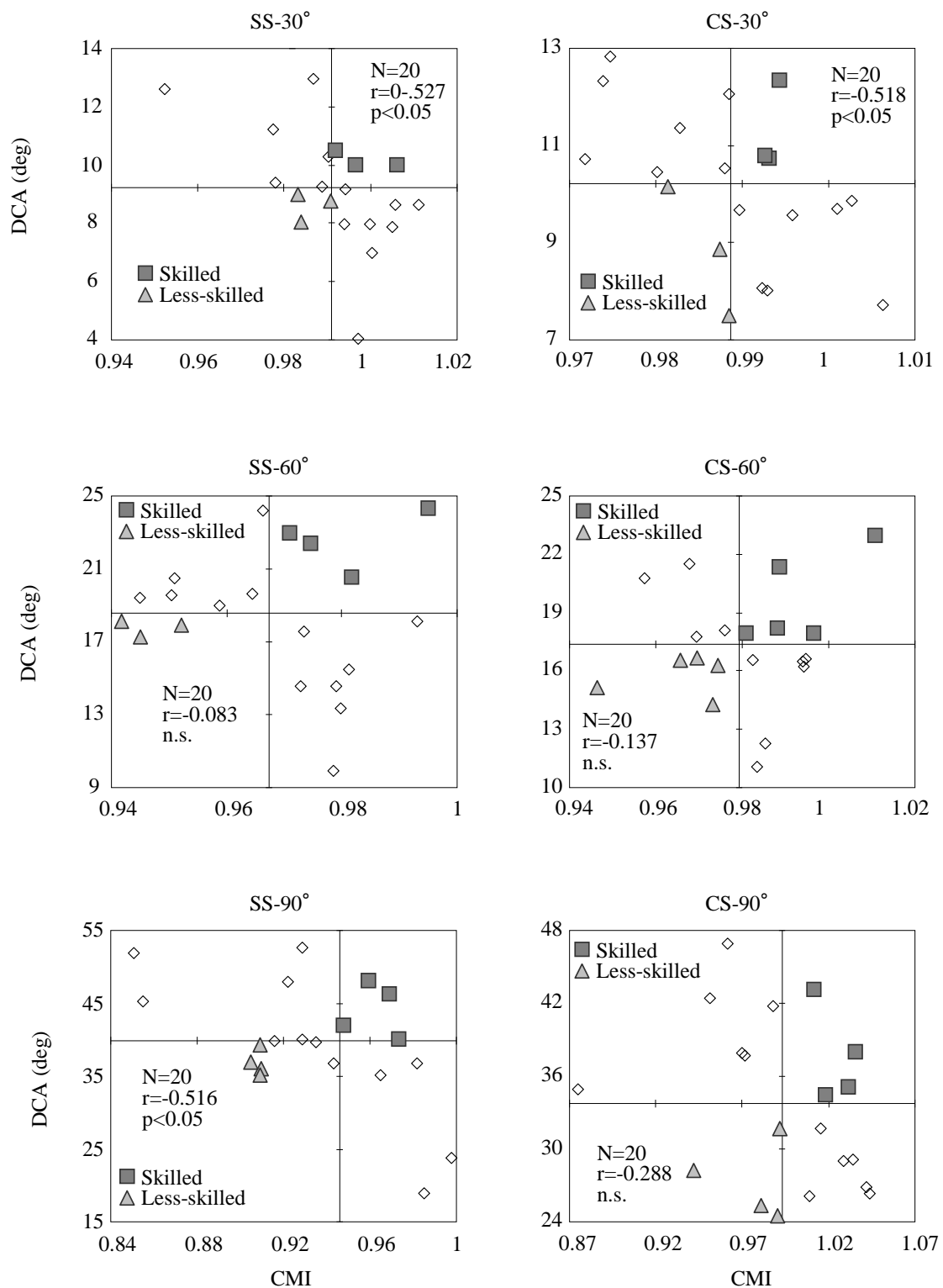


Figure 6-1 Relationships between the cutting motion index (CMI) and direction change angle (DCA) in the side step (left) and cross step techniques (right).

6.3 結果

6.3.1 身体重心水平速度および走方向変換角度

図 6-2 は, SS および CS の接地時, 支持期中間, 離地時における身体重心水平速度を平均と標準偏差で示したものである. SS と CS のいずれにおいても, 重心速度は接地から支持期中間まで減少した後, 離地時まで増加していた.

図 6-3 は, SS および CS における走方向変換指数と走方向変換角度を平均と標準偏差で示したものである. 走方向変換角度は, SS と CS のいずれにおいても走方向変換角度は設定変換角度よりも小さかった.

6.3.2 地面反力

図 6-4 は, SS および CS における地面反力の法線, 接線および鉛直成分の変化を示したものである. SS と CS とも地面反力は, いずれの設定変換角度においても類似したパターンを示した. 法線成分は, いずれの設定変換角度においても支持期を通して負 (内側) を示し, SS では支持期の約 50%, CS では約 40%で最大となっていた.

接線成分は, SS と CS のいずれにおいても接地後に負 (後方) を示した後, 正 (前方) を示した. 30 度の SS では支持期 45%まで負を示したが, 60 度および 90 度では 50%まで負を示した. CS では, いずれの設定変換角度においても支持期 50%まで負を示した.

鉛直成分は, SS と CS のいずれにおいても支持期を通して正を示し, SS では支持期の約 15%で第 1 ピークを約 55%で第 2 ピークを示したが, CS では支持期の約 50%でピークを示した.

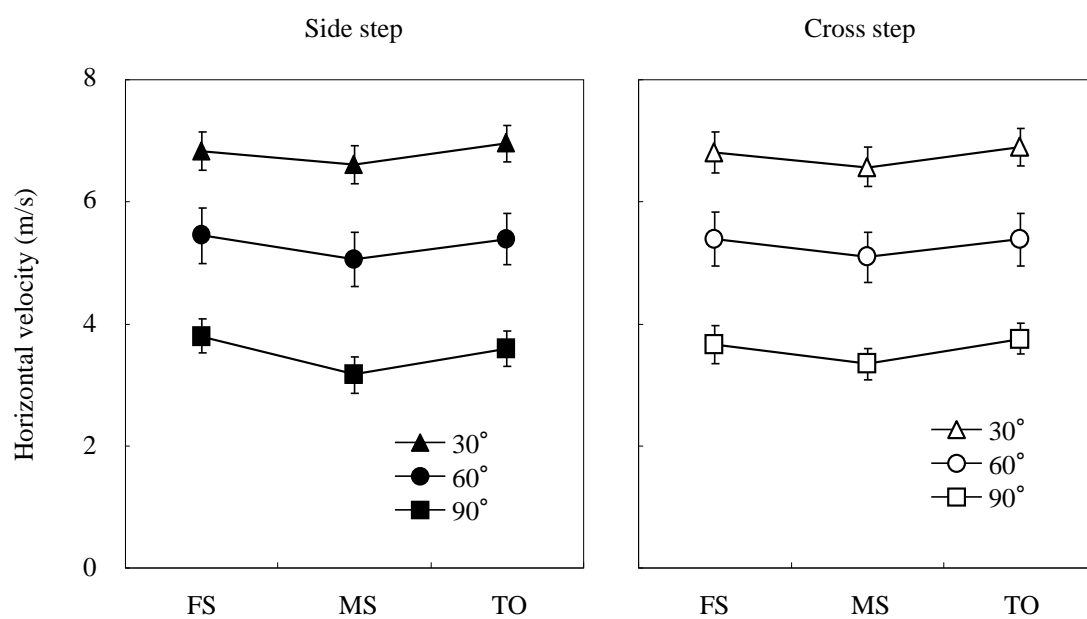


Figure 6-2 Means and standard deviations of the horizontal velocity of the center of gravity at the foot strike (FS), mid-support (MS), and toe-off (TO) for the side step (left) and cross step techniques (right).

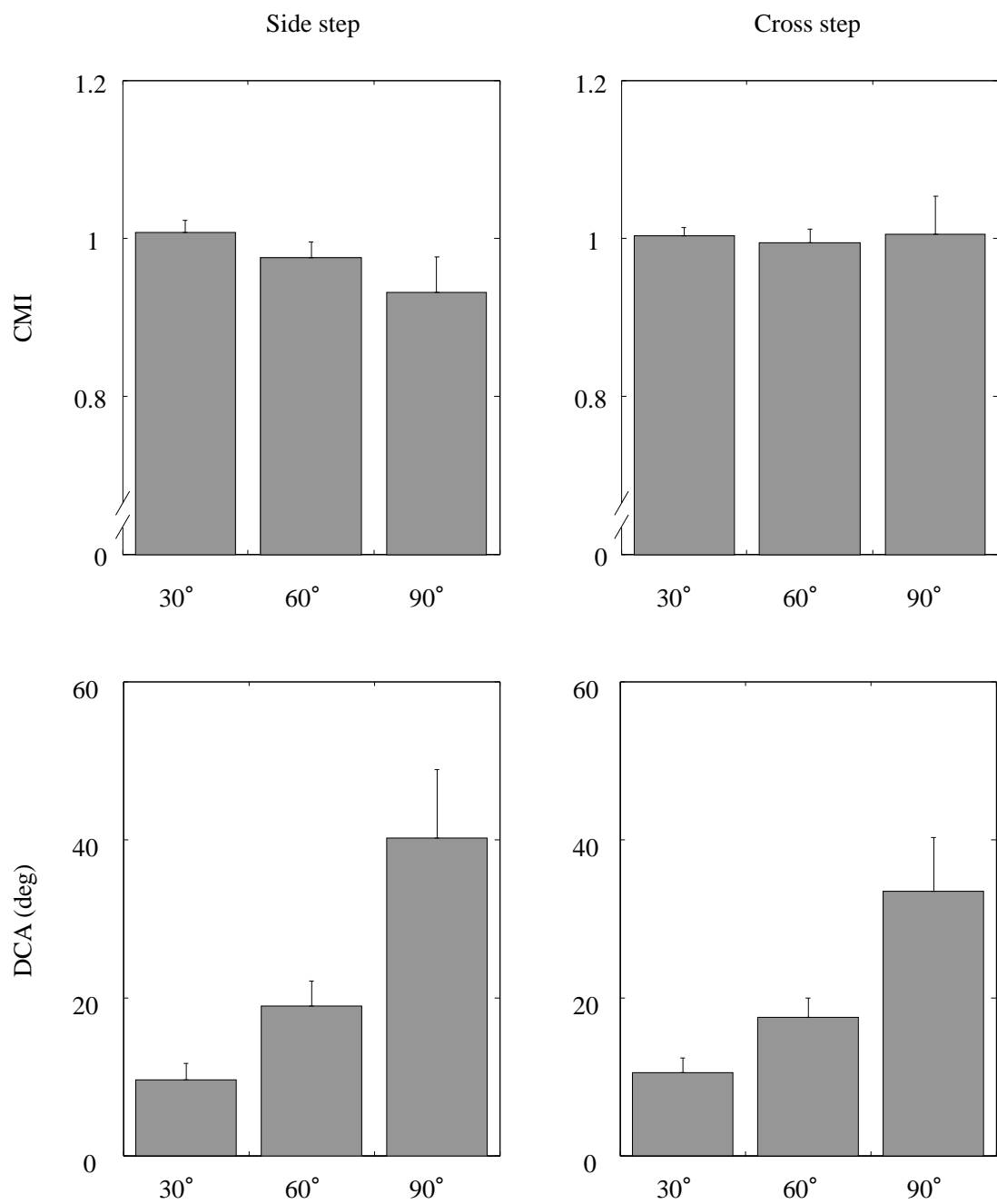


Figure 6-3 Means and standard deviations of the cutting motion index (CMI) and direction change angle (DCA) for the side step (left) and cross step techniques (right).

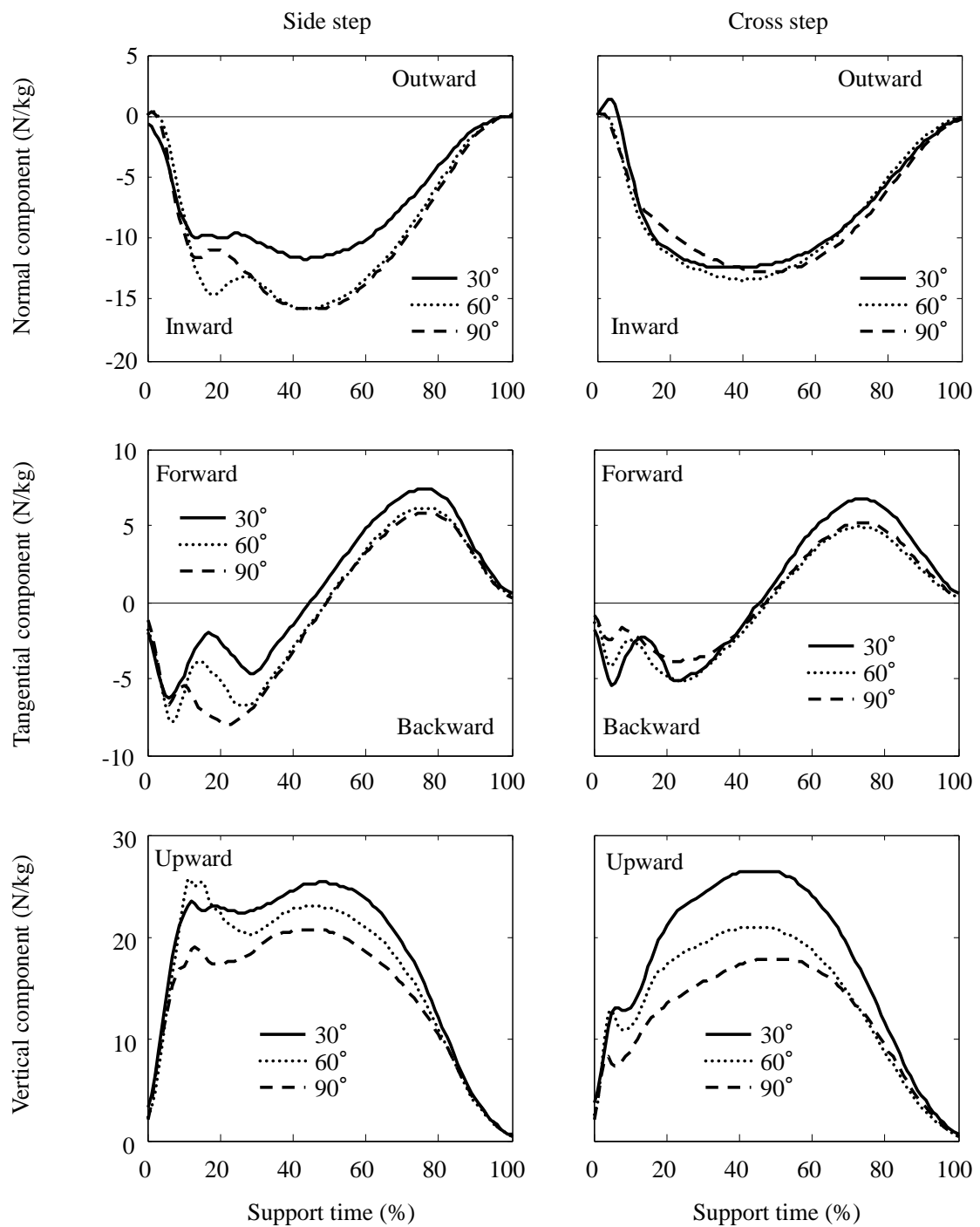


Figure 6-4 Averaged patterns of the normal (top), tangential (middle), and vertical (bottom) components of the ground reaction force for the side step (left) and cross step techniques (right).

6.3.3 関節トルクおよび関節トルクパワー

1) サイドステップについて

図 6-5 は、SS における股関節角速度、関節トルクおよび関節トルクパワーの変化を示したものである。いずれの設定変換角度においても、屈曲/伸展角速度は支持期を通して正（伸展）を示していた。関節トルクをみると、接地後に大きな伸展トルクがみられたが、支持期後半では屈曲トルクを発揮していた。また、関節トルクパワーは支持期前半では正を、後半では負を示していた。

内転/外転軸回りをみると、60 度と 90 度では接地直後に大きな内転トルクを発揮し、その後は大きなトルク発揮はみられなかったが、30 度では接地直後の大きな内転トルクはみられず、支持期の 10%から 80%では外転トルクを発揮していた。股関節内転/外転トルクパワーは、支持期を通して著しく小さかった。

股関節内旋/外旋軸回りをみると、関節トルクおよびトルクパワーは支持期を通して著しく小さかった。

図 6-6 は、SS における膝関節角速度、関節トルク、関節トルクパワーの変化を示したものである。いずれの設定変換角度においても、屈曲/伸展角速度は支持期前半では負（屈曲）を、後半では正（伸展）を示し、60 度と 90 度では離地直前に再び負を示していた。関節トルクをみると、いずれの設定変換角度においても離地直前を除いて伸展トルクを発揮していた。関節トルクパワーは、支持期前半では負を、後半では正を示し、離地直前に再び負を示していた。

内反/外反軸回りをみると、60 度と 90 度では直後に内反トルクが発揮されていたが、そ

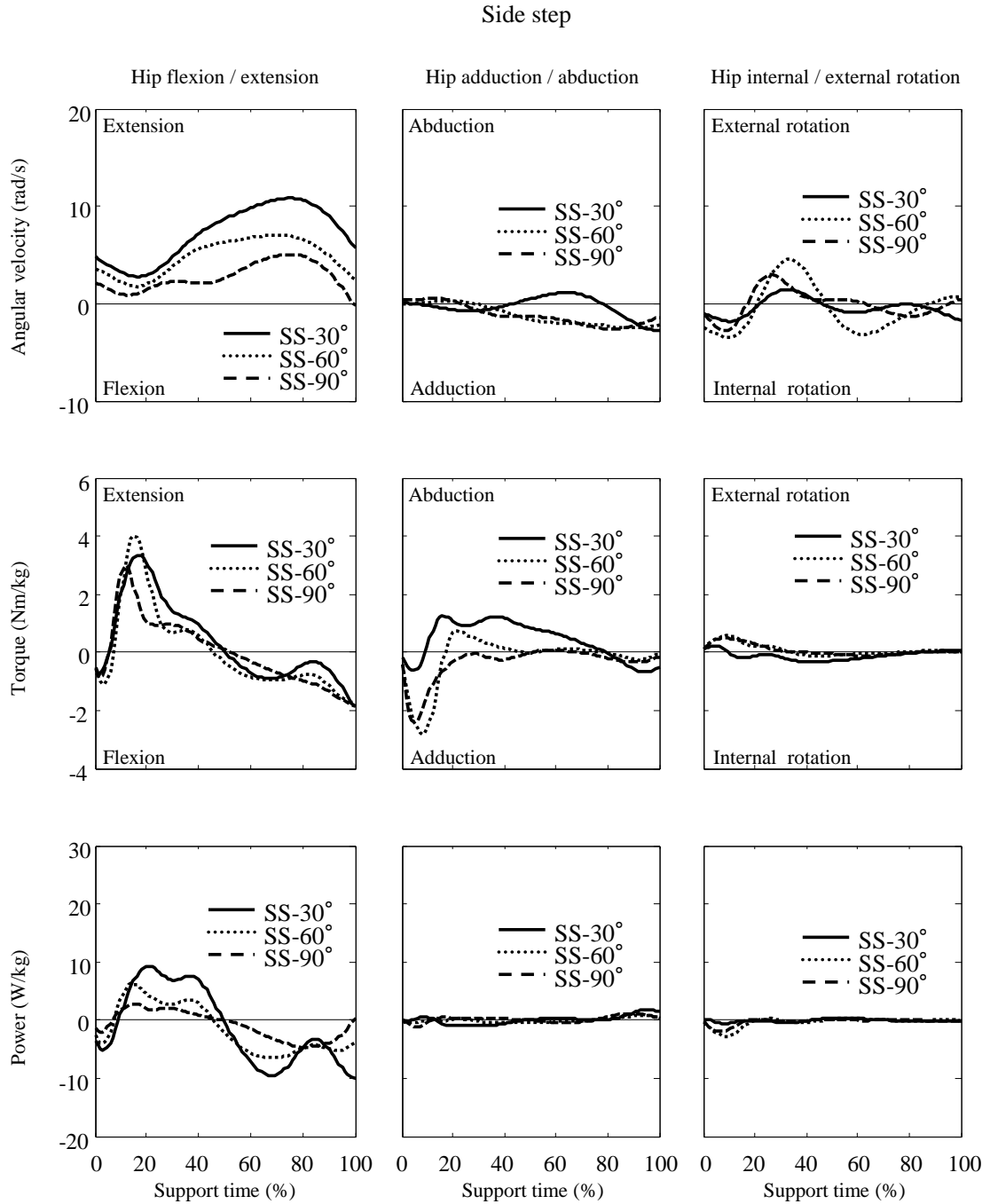


Figure 6-5 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the hip of the support leg during the support phase for the side step technique.

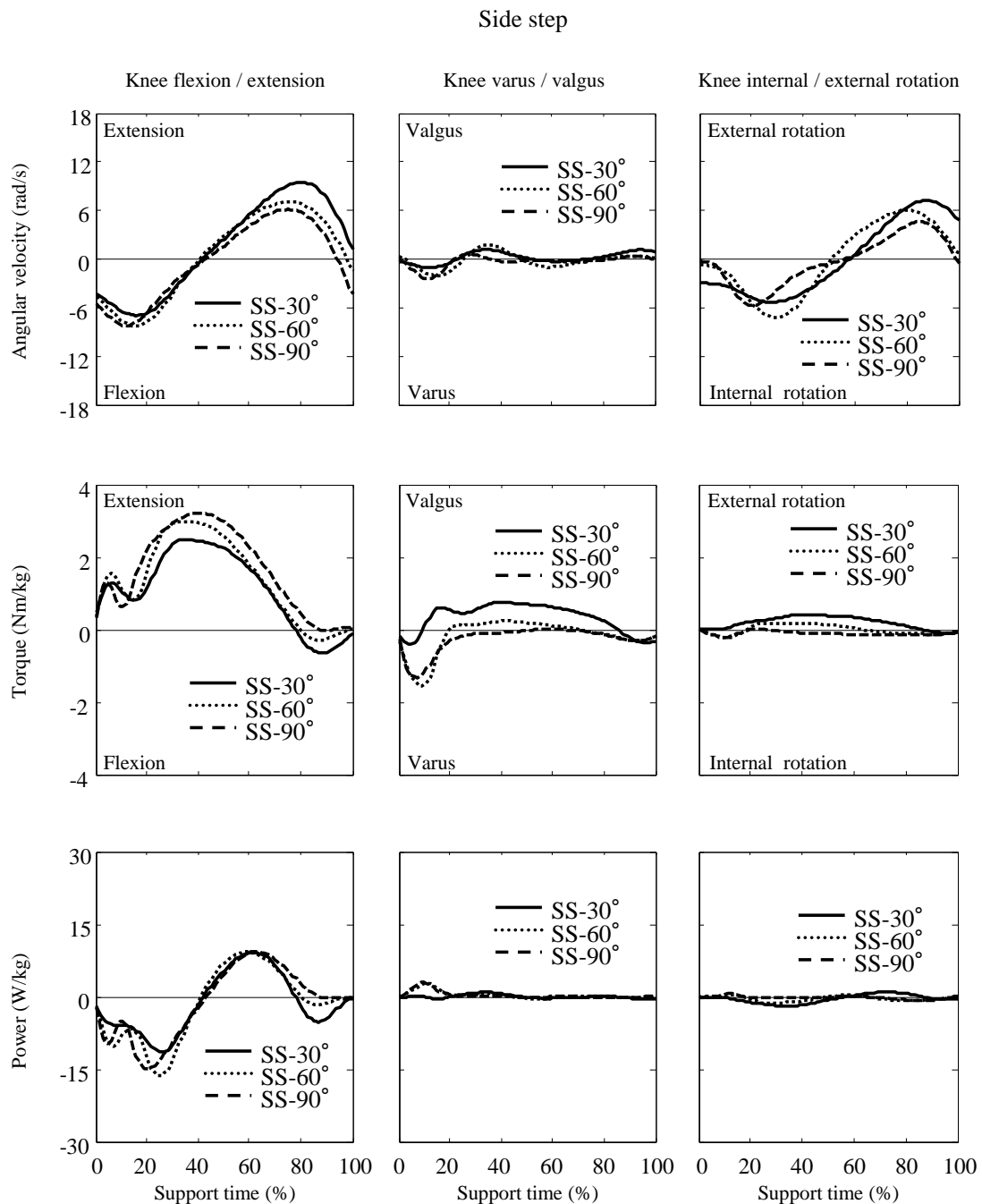


Figure 6-6 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the knee of the support leg during the support phase for the side step technique.

の後は大きなトルクはみられなかった。また、膝関節内反/外反トルクパワーは支持期を通して著しく小さかった。

膝関節内旋/外旋軸回りをみると、関節トルクおよびトルクパワーは支持期を通して著しく小さかった。

図 6-7 は、SS における足関節角速度、関節トルク、関節トルクパワーの変化を示したものである。いずれの設定変換角度においても、背屈/底屈角速度は支持期前半では負（背屈）を、後半では正（底屈）を示していた。関節トルクをみると、支持期を通して底屈トルクを発揮していた。また、関節トルクパワーは支持期前半では負を、後半では正を示していた。

足関節内転/外転軸および回内/回外軸回りをみると、関節トルクおよびトルクパワーは支持期を通して著しく小さかった。

2) クロスステップについて

図 6-8 は、CS における股関節角速度、関節トルクおよび関節トルクパワーの変化を示したものである。CS における股関節屈曲/伸展軸回りの関節トルクおよびトルクパワーは、SS と類似したパターンを示したが、股関節内転/外転軸回りでは SS と大きく異なっていた。

股関節屈曲/伸展軸回りでは、いずれの設定変換角度においても角速度は支持期を通して正（伸展）を示し、関節トルクは支持期前半では正を、後半では負（屈曲）を示していた。また、関節トルクパワーは支持期前半では正を、後半では負を示していた。内転/外転軸回りをみると、いずれの設定変換角度においても接地直後に大きな外転トルクを発揮し、そ

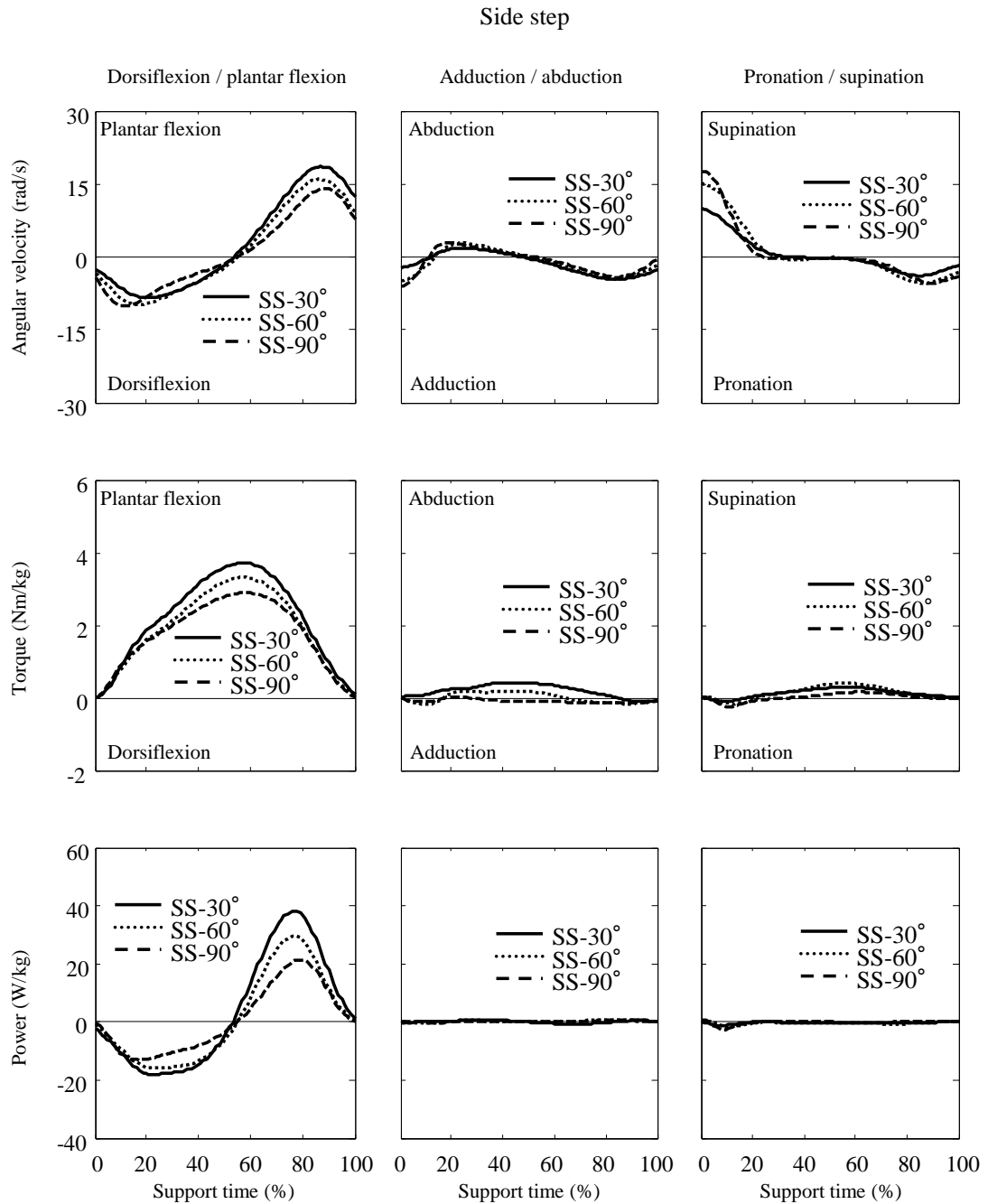


Figure 6-7 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the ankle of the support leg during the support phase for the side step technique.

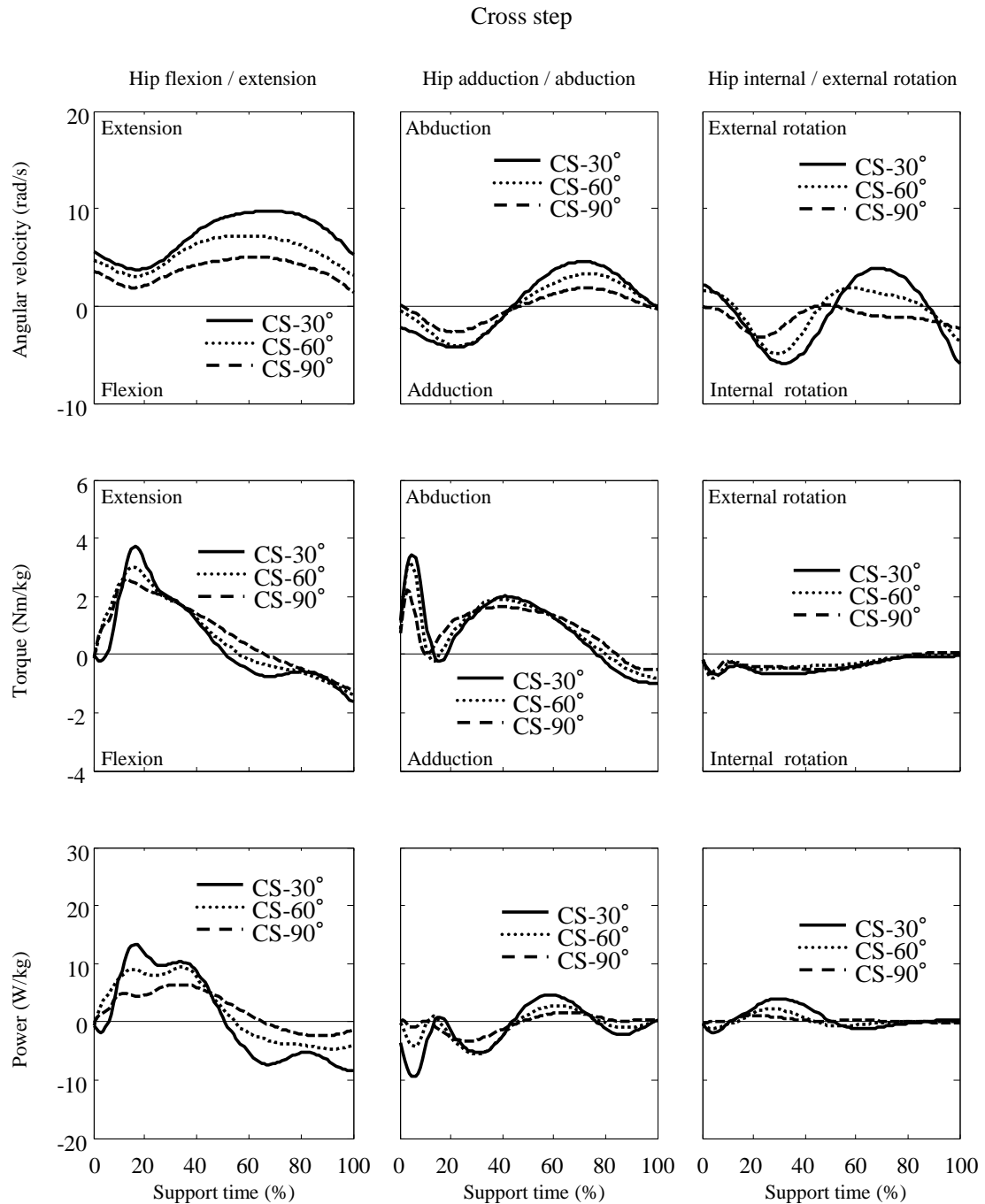


Figure 6-8 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the hip of the support leg during the support phase for the cross step technique.

の後も外転トルクを発揮していた。関節トルクパワーは、支持期前半では負を、後半では正を示していた。また、股関節内旋/外旋軸回りをみると、関節トルクおよびトルクパワーは支持期を通して著しく小さかった。

図 6-9 は、CS における膝関節角速度、関節トルクおよび関節トルクパワーの変化を示したものである。いずれの設定変換角度においても、屈曲/伸展軸回りでは、角速度は支持期前半では負（屈曲）を、後半では正（伸展）を示し、関節トルクは支持期を通して正を示していた。また、関節トルクパワーは支持期前半では負を、後半では正を示していた。内反/外反軸回りをみると、いずれの設定変換角度においても接地直後に大きな外反トルクを発揮し、その後も離地前まで外反トルクを発揮していた。関節トルクパワーは、支持期を通して著しく小さかった。膝関節内旋/外旋軸回りをみると、関節トルクおよびトルクパワーは支持期を通して著しく小さかった。

図 6-10 は、CS における足関節角速度、関節トルク、関節トルクパワーの変化を示したものである。いずれの設定変換角度においても、底屈/背屈軸回りでは、角速度は支持期前半では負（背屈）を、後半では正（底屈）を示し、関節トルクは支持期を通して正を示していた。また、関節トルクパワーは支持期前半では負、後半では正を示していた。回内/回外軸回りをみると、接地後は回内トルクを発揮し、支持期後半では回外トルクを発揮していた。足関節内転/外転軸回りでは、関節トルクおよびトルクパワーは支持期を通して著しく小さかった。

上述したように、SS と CS とともに股関節内旋/外旋軸、膝関節内反/外反および内旋/外旋軸、足関節内転/外転および回内/回外軸回りの関節トルクおよびトルクパワーは、他の関節軸回

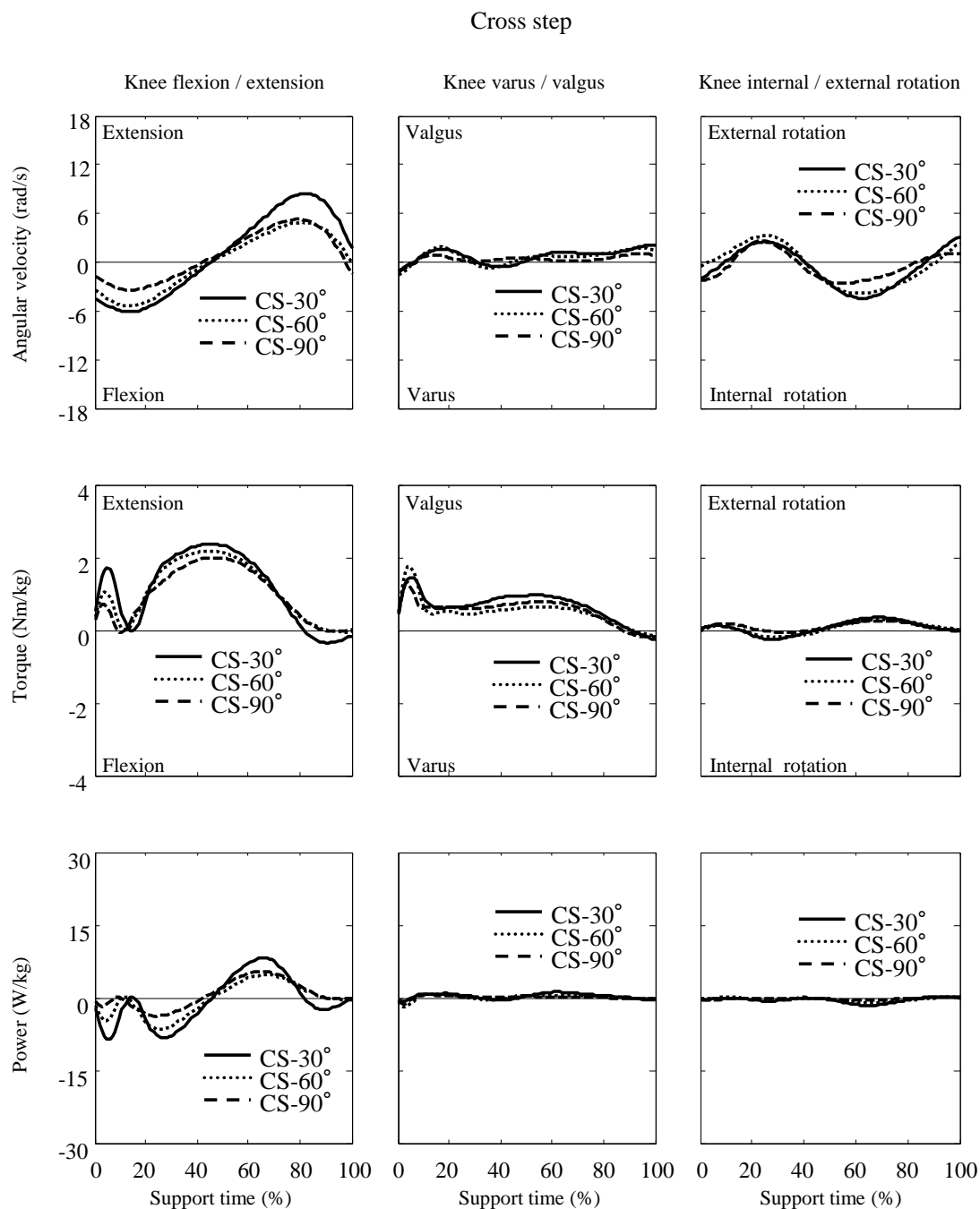


Figure 6-9 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the knee of the support leg during the support phase for the cross step technique.

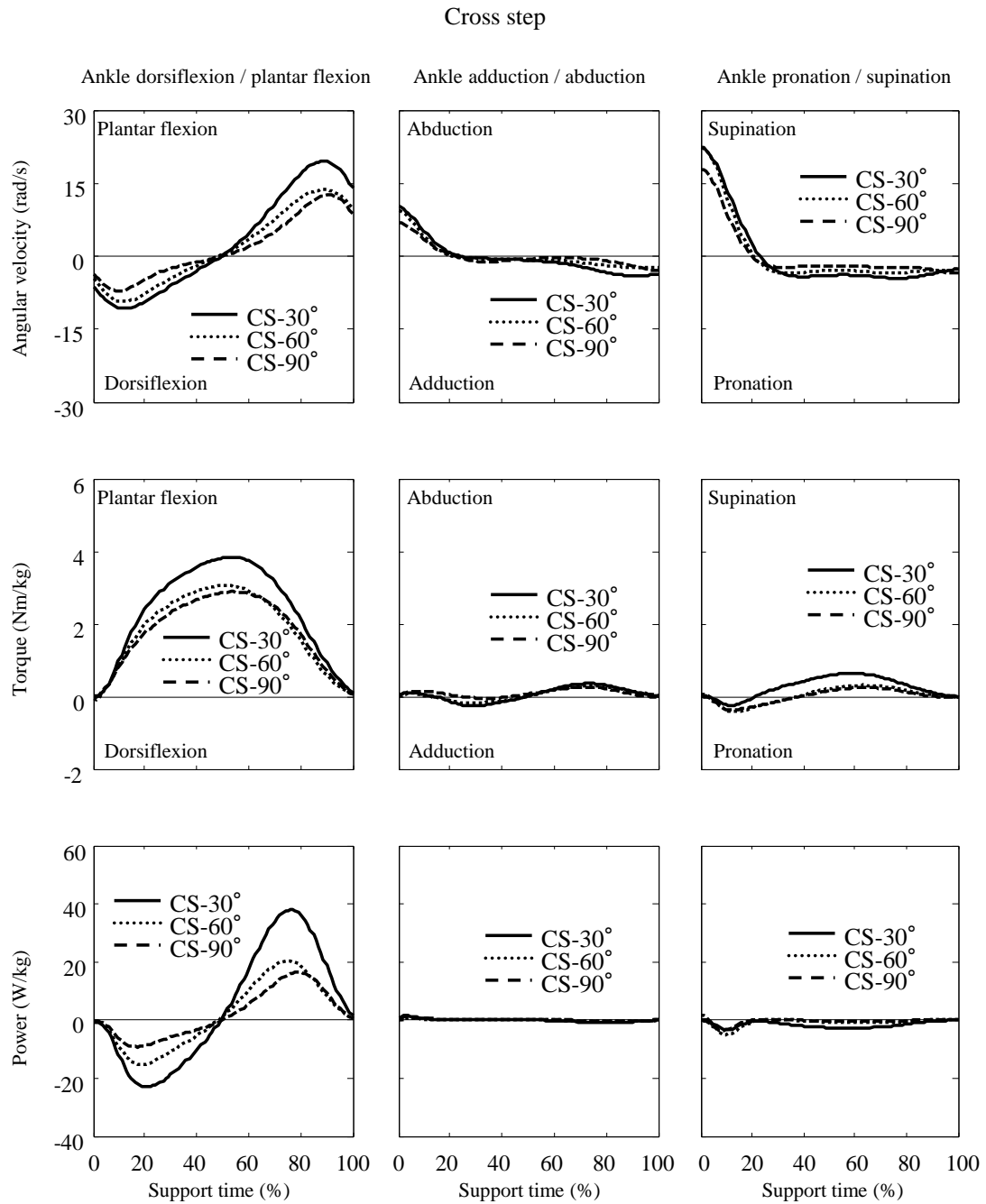


Figure 6-10 Averaged patterns of joint angular velocities (top), joint torques (middle), and joint torque powers (bottom) of the ankle of the support leg during the support phase for the cross step technique.

りに比べて著しく小さかったため、以下では股関節屈曲/伸展および内転/外転軸、膝関節屈曲/伸展軸、足関節背屈/底屈軸回りについてのみ示す。

6.3.4 上位群と下位群の相違

1) 走方向変換指数，走方向変換角度および身体重心水平速度

SS と CS とはいずれの設定変換角度においても走方向変換指数および走方向変換角度は上位群の方が下位群よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。90 度の CS では接地時の重心速度は下位群の方が上位群よりも有意に大きかったが ($p<0.05$)，他の時点では有意差はみられなかった。また，90 度の CS を除いて身体重心水平速度はいずれの時点においても上位群と下位群の間に有意差はみられなかった。

2) 下肢 Kinetics

図 6-11 は，SS の上位群と下位群における支持脚関節トルクを平均と標準偏差で示したものである。いずれの設定変換角度においても関節トルクは上位群と下位群で類似したパターンを示した。

股関節屈曲/伸展軸回りをみると，上位群と下位群とも接地直後に伸展トルクを発揮し，後半では屈曲トルクを発揮していたが，ピークトルクには両群間に有意差はみられなかった。また，股関節内転/外転軸回りをみると，60 度と 90 度では両群とも接地直後に大きな内転トルクを発揮していたがピークトルクには両群間に有意差はみられなかった。

膝関節は，上位群と下位群とも接地後から伸展トルクを発揮し，離地直前では屈曲トル

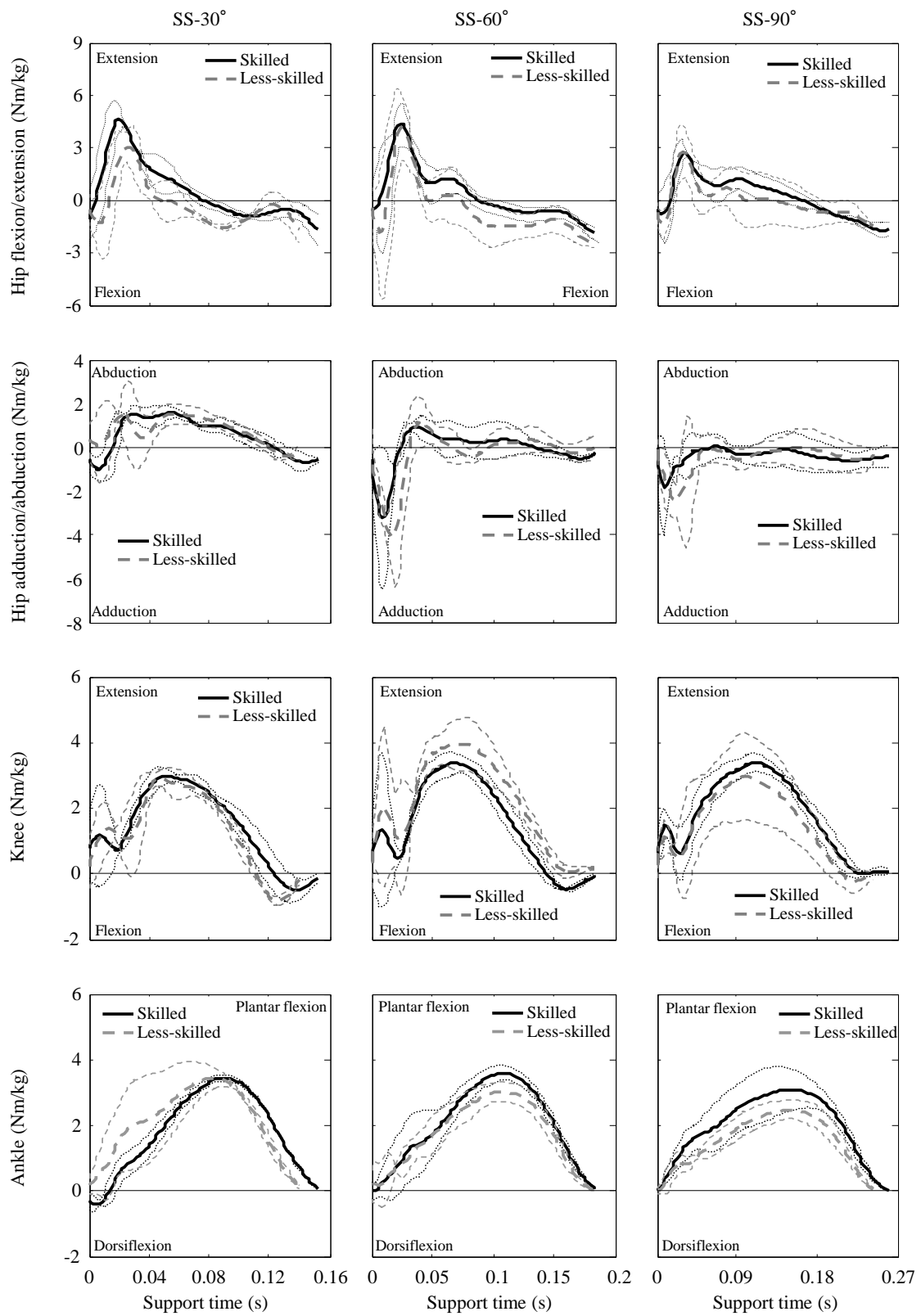


Figure 6-11 Averaged patterns of the hip, knee, and ankle joint torque for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 30 degrees (left), 60 degrees (center), and 90 degrees direction changes (right).

クを発揮していたが、その大きさには両群間に有意差はみられなかった。

足関節は、いずれの設定変換角度においても上位群と下位群とも支持期を通して底屈トルクを発揮しており、その大きさには両群間に有意差はみられなかった。

図 6-12 は、CS の上位群と下位群における支持脚関節トルクを平均と標準偏差で示したものである。SS と同様に CS でも、いずれの設定変換角度においても関節トルクは上位群と下位群で類似したパターンを示した。股関節は、上位群と下位群とも接地直後に伸展トルクを、支持期後半では屈曲トルクを発揮し、支持期を通して外転トルクを発揮していたが、ピーク値にはいずれの設定変換角度においても有意差はみられなかった。

膝関節および足関節は、支持期を通して伸展トルクを発揮していたが、いずれの設定変換角度においても両群間に有意差はみられなかった。

3) 90 度の SS および CS における地面反力

図 6-13 は、90 度の SS における上位群と下位群の法線、接線、鉛直方向の地面反力の変化を示したものである。地面反力の法線成分、接線成分、鉛直成分は上位群と下位群で類似したパターンを示した。法線成分は、上位群と下位群とも支持期を通して内側へ作用し、ピーク値には両群間に有意差はみられなかったが、力積は上位群 ($-2.50 \pm 0.29 \text{Ns/kg}$) の方が下位群 ($-2.01 \pm 0.12 \text{Ns/kg}$) よりも大きい傾向にあった ($p < 0.1$)。

接線成分では、上位群と下位群とも接地後では負（後方）を示した後、正（前方）を示し、上位群では支持期 45% から前方へ作用したが、下位群では 55% から前方へ作用していた。また、地面反力の接線成分は支持期中間あたりから離地前において上位群の方が大き

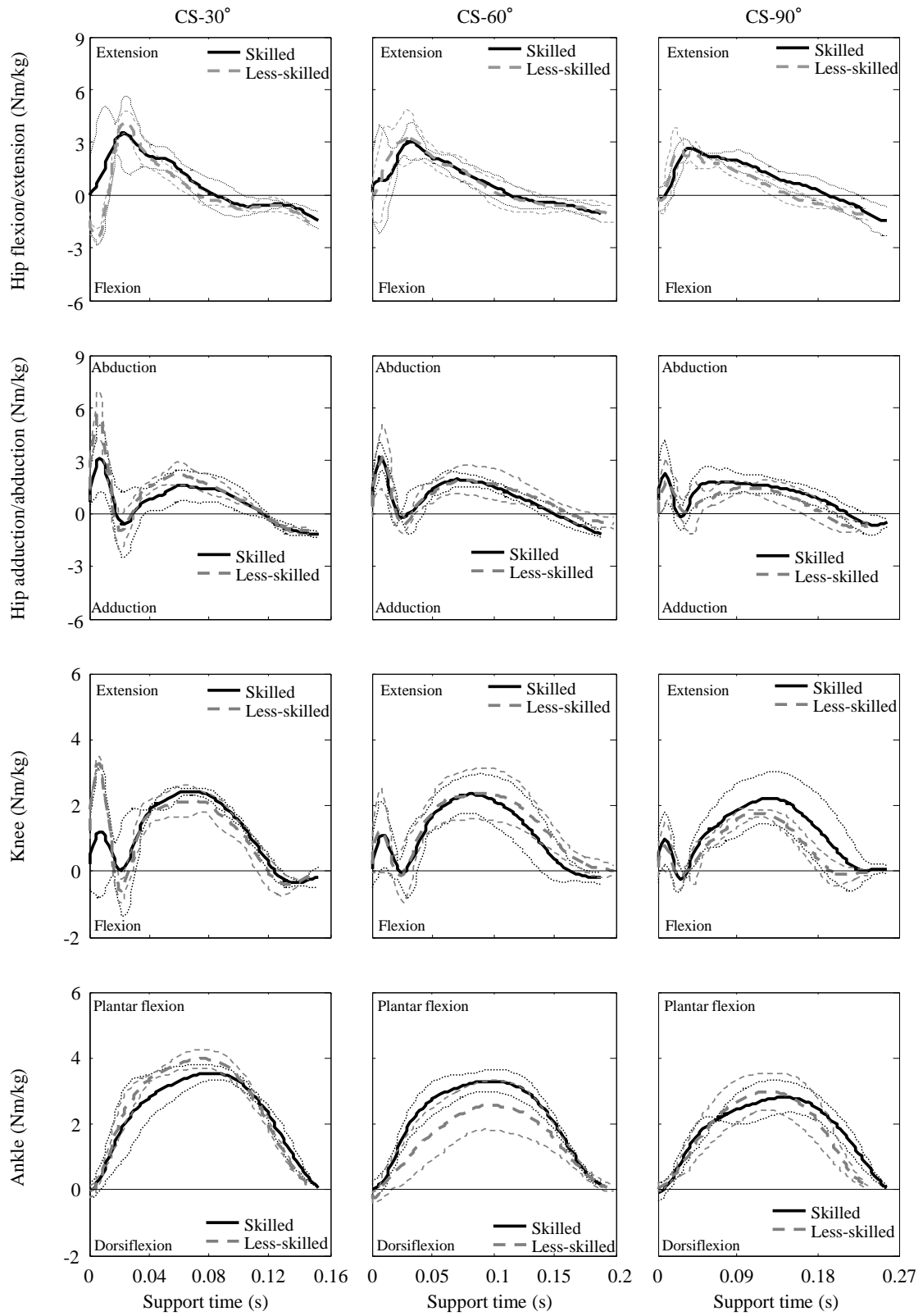


Figure 6-12 Averaged patterns of the hip, knee, and ankle joint torque for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique with 30 degrees (left), 60 degree (center), and 90 degrees direction changes (right).

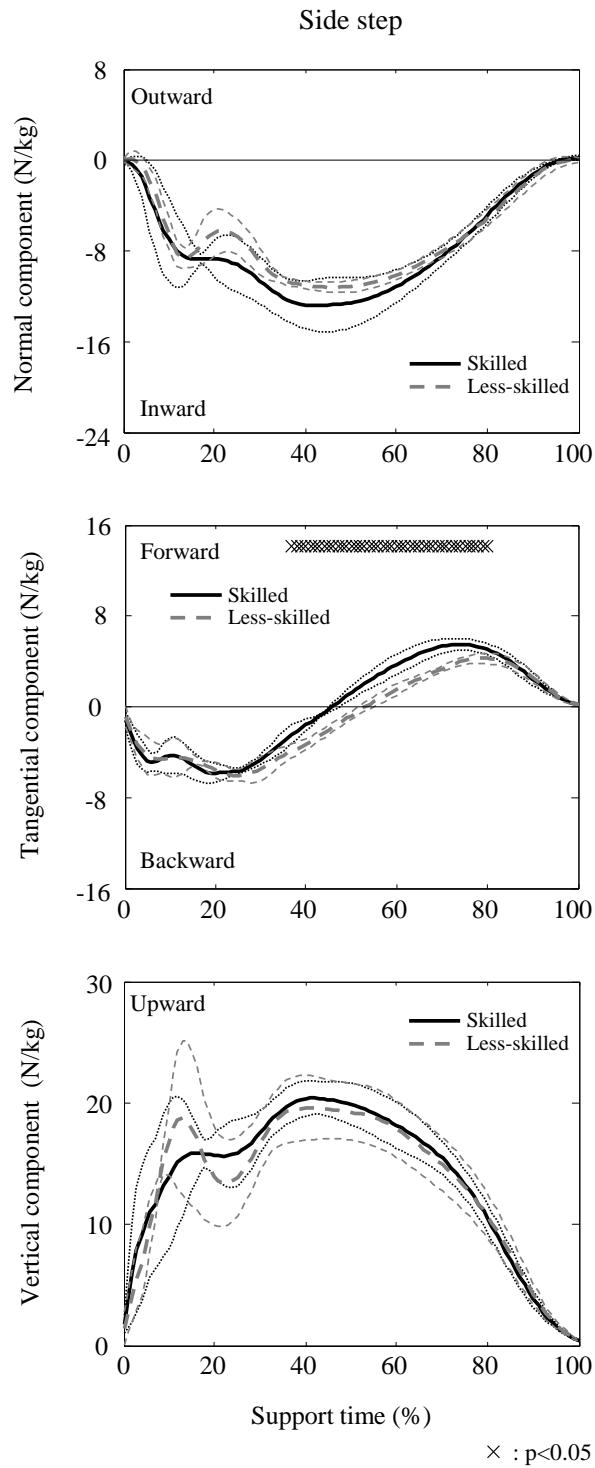


Figure 6-13 Averaged patterns of the normal (top), tangential (middle), and vertical (bottom) components of the ground reaction force for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.

く、支持期 40%から 80%では有意差がみられ ($p<0.05$)、前方成分の力積は上位群 ($0.58 \pm 0.12\text{Ns/kg}$) の方が下位群 ($0.36 \pm 0.01\text{Ns/kg}$) よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。

図 6-14 は、90 度の CS における上位群と下位群の法線、接線、鉛直方向の地面反力の変化を示したものである。SS と同様に、CS においても地面反力のパターンは上位群と下位群で類似していた。法線成分は、上位群と下位群とも支持期を通して内側へ作用し、ピーク値には両群間に有意差はみられなかったが、力積は上位群 ($-2.19 \pm 0.30\text{Ns/kg}$) の方が下位群 ($-1.77 \pm 0.20\text{Ns/kg}$) よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。

接線成分は、上位群と下位群とも支持期前半では後方へ、後半では前方へ作用し、上位群では支持期 45%から前方へ作用していたが、下位群では 50%から前方へ作用しており、支持期 45%以降では有意差がみられた ($p<0.05$)。また、前方成分の力積は上位群 ($0.51 \pm 0.08\text{Ns/kg}$) の方が下位群 ($0.28 \pm 0.08\text{Ns/kg}$) よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。

4) 90 度の SS および CS における上位群と下位群の支持脚関節トルクおよびトルクパワー

図 6-15 は、90 度の SS における上位群と下位群の支持脚関節角速度、関節トルク、関節トルクパワーをスティックピクチャと共に示したものである。股関節では、両群とも接地直後に大きな伸展および内転トルクを発揮していたが、支持期を通して両群間に有意差はみられなかった。

膝関節をみると、伸展トルクには支持期を通して両群間に有意差はみられず、支持期後半のトルクパワーはわずかに上位群で大きかったが、有意差はみられなかった。

足関節は両群とも支持期を通して底屈トルクを発揮し、支持期 15%から 20%では上位群

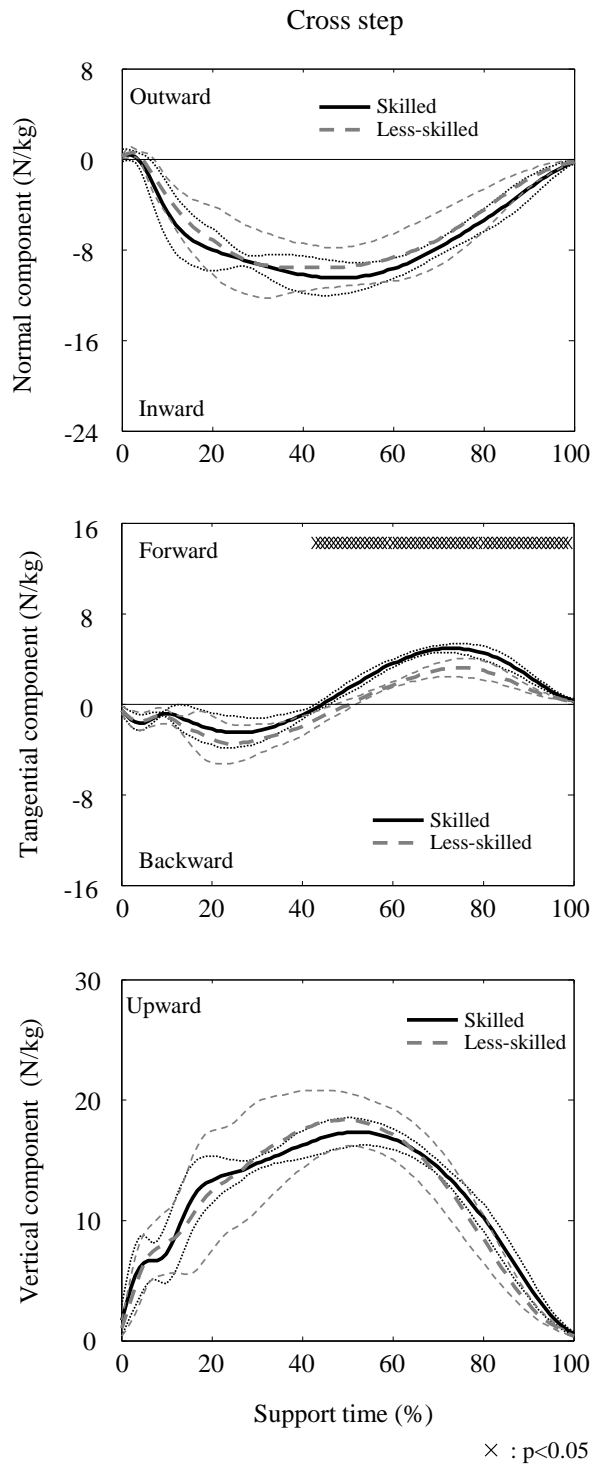


Figure 6-14 Averaged patterns of the normal (top), tangential (middle), and vertical (bottom) components of the ground reaction force for skilled and less-skilled groups of the cross step technique with 90 degrees direction change.

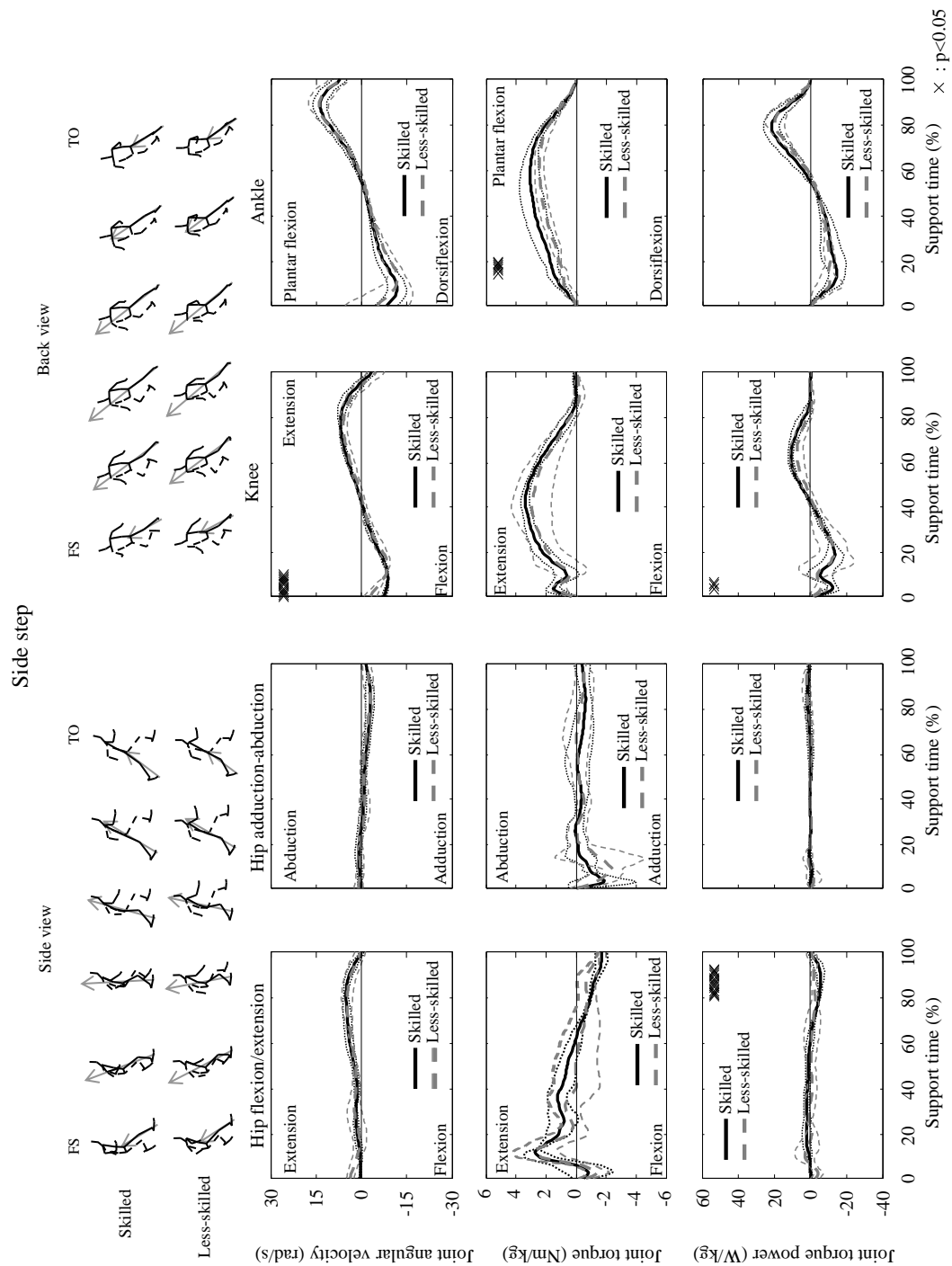


Figure 6-15 Averaged patterns of the joint angular velocity (top), joint torque (middle), and joint torque power (bottom) of the support leg for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.

の方が大きかったが、それ以降は両群間に有意差はみられなかった。また、支持期における足関節の平均底屈トルクは上位群 ($1.93 \pm 0.39 \text{ Nm/kg}$) の方が下位群 ($1.51 \pm 0.22 \text{ Nm/kg}$) よりも大きい傾向を示した ($p < 0.1$)。

図 6-16 は、90 度の CS における上位群と下位群の支持脚関節角速度、関節トルク、関節トルクパワーをスティックピクチャと共に示したものである。上位群と下位群とも、股関節は接地直後に大きな伸展および外転トルクを発揮していたが、支持期を通して両群間に有意差はみられず、トルクパワーにも両群間に有意差はみられなかった。

膝関節は、上位群と下位群とも支持期を通して伸展トルクを発揮し、支持期前半では負パワーを、後半では正パワーを発揮しており、正パワーはわずかに上位群の方が大きかったが有意差はみられなかった。

足関節も膝関節と同様に、上位群と下位群とも支持期を通して底屈トルクを発揮し、支持期前半では負パワーを、後半では正パワーを発揮していたが、関節トルクおよびトルクパワーには両群間に有意差はみられなかった。

5) 90 度の SS および CS における上位群と下位群の支持脚関節トルクによる接線方向の身体重心加速度

図 6-17 は、90 度の SS における上位群と下位群の支持脚関節トルクによる接線方向の身体重心加速度の変化を示したものである。股関節屈曲/伸展軸回りでは、上位群と下位群とも接地直後にわずかに正（前方）を示したが、支持期 20%以降では大きな加速度はみられなかった。また、内転/外転軸回りでは接地直後にわずかに正、そして負（後方）を示したが、

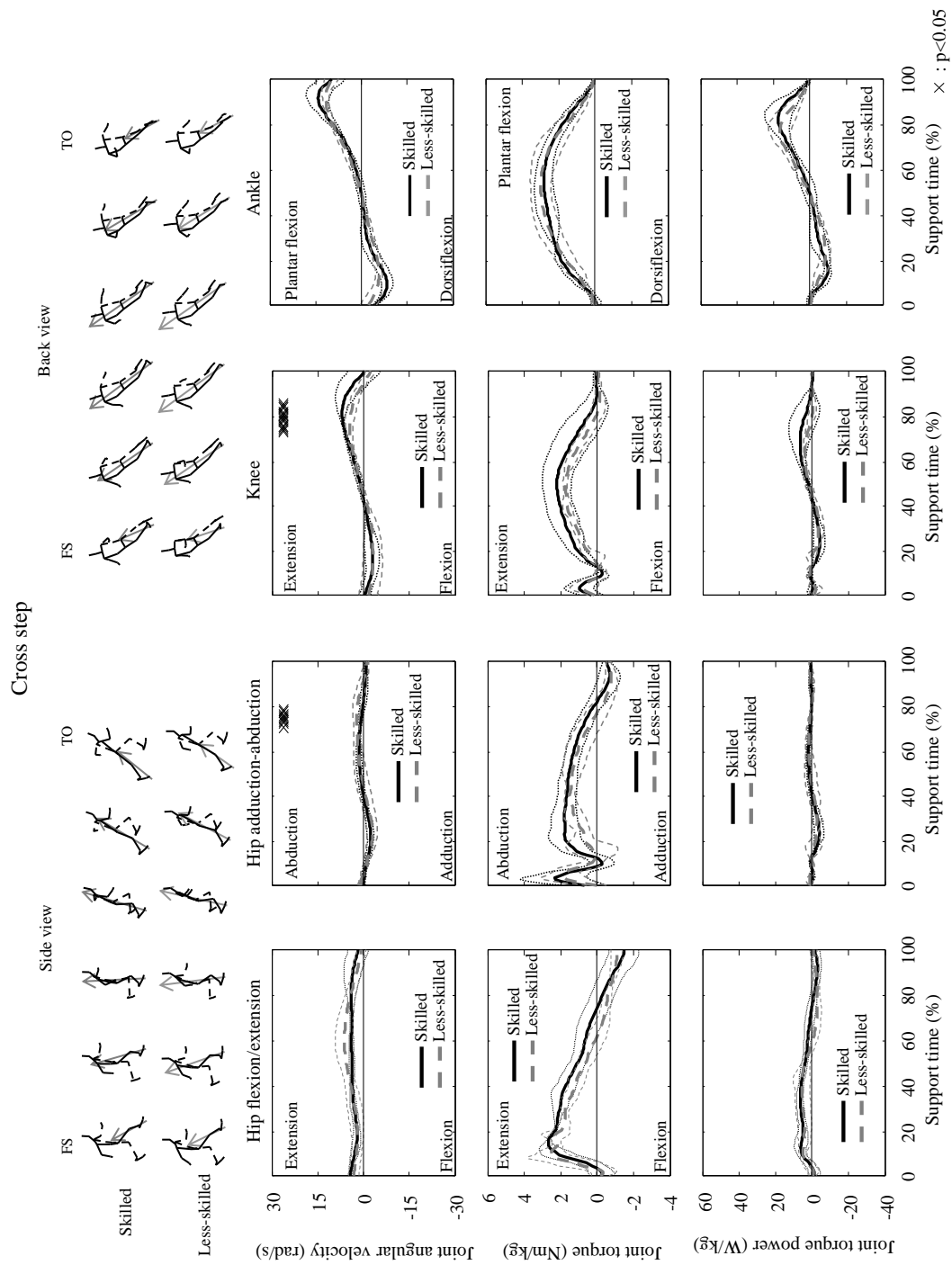


Figure 6-16 Averaged patterns of the joint angular velocity (top), joint torque (middle), and joint torque power (bottom) of the support leg for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique with 90 degrees direction change.

Side step

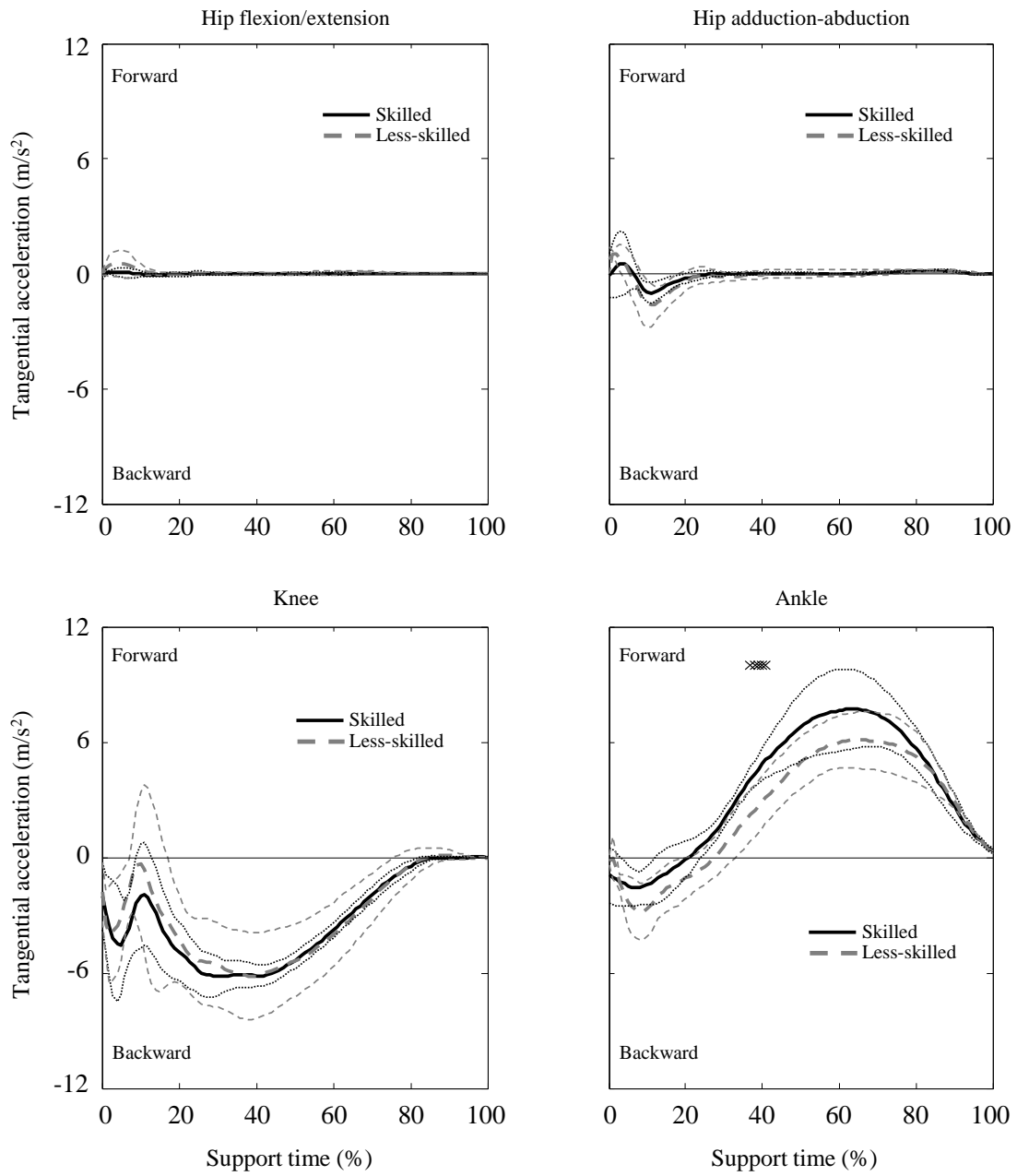


Figure 6-17 Averaged patterns of tangential acceleration of the whole body center of gravity generated by the hip, knee, and ankle joint torques of the skilled and less-skilled groups for the side step technique with 90 degrees direction change.

その後は大きな加速度はみられなかった。

膝関節をみると、上位群と下位群とも接地後から離地直前まで負を示し、支持期 40%でピークを示したが、その大きさには両群間に顕著な差はみられなかった。

足関節をみると、上位群では支持期 20%以降で正を示したのに対して、下位群では支持期 30%まで負を示した。また、離地直前を除いて前方への加速度は上位群の方が大きく、支持期 40%付近では有意差がみられた ($p<0.05$)。

図 6-18 は、90 度の CS における上位群と下位群の支持脚関節トルクによる接線方向の身体重心加速度の変化を示したものである。股関節屈曲/伸展軸および内転/外転軸回りでは上位群と下位群とも支持期を通して大きな加速度はみられなかった。

膝関節をみると、ほぼ支持期全体に負（後方）を示していた。また膝関節トルクによる後方への加速度は、支持期を通して上位群の方がわずかに大きかったが、有意差はみられなかった。

足関節をみると、上位群と下位群とも接地後に負を示した後、上位群では支持期 30%以降で正を示したのに対して、下位群では支持期 40%以降で正を示した。また、足関節トルクによる前方への加速度は支持期を通して上位群の方が大きく、支持期 70%から 90%では有意差がみられた ($p<0.05$)。

6.4 考察

6.4.1 走方向変換における下肢 Kinetics の特徴

1) サイドステップについて

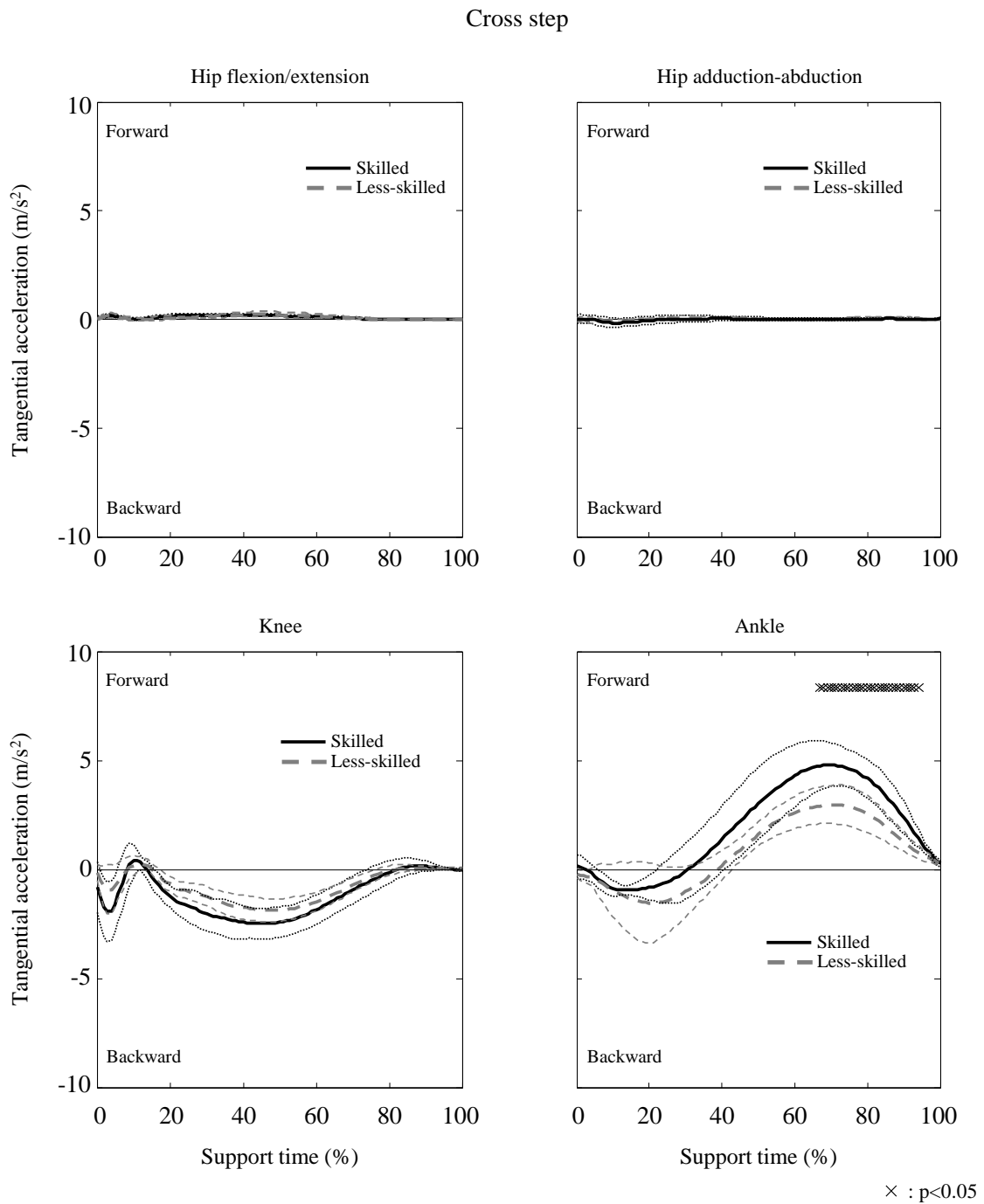


Figure 6-18 Averaged patterns of tangential acceleration of the whole body center of gravity generated by the hip, knee, and ankle joint torques of the skilled and less-skilled groups for the cross step technique with 90 degrees direction change.

足関節は、いずれの設定変換角度においても支持期を通して底屈トルクを発揮し、支持期前半では負パワーを、後半では正パワーを発揮していた（図 6-7）。このことは、足関節が身体の力学的エネルギーを支持期前半では減少し、後半では増加していることを示し、足関節は身体の力学的エネルギーの変化に貢献していたと考えられる。

膝関節は、支持期を通して伸展トルクを発揮し、支持期前半では負パワーを、後半では正パワーを発揮していたことから（図 6-6）、膝関節も足関節と同様に支持期前半では身体の力学的エネルギーを減少し、後半では増加することに貢献していたと考えられる。Neptune et al.（1999）や Rand and Ohtsuki（2000）は、走方向変換において膝関節伸筋群が支持期前半ではエキセントリックな活動を行うことで身体重心を減速することに貢献し、後半ではコンセントリックな活動を行うことで加速することに貢献すると述べており、本研究においても Neptune et al.や Rand and Ohtsuki と同様な結果が得られた。

股関節は、屈曲/伸展軸回りでは接地直後に大きな伸展トルクを発揮していた（図 6-5）。走方向変換では、支持足を身体の前方に接地するため、接地直後では股関節回りに地面反力による屈曲モーメントが作用し、股関節はこの地面反力によるモーメントに抗するため大きな伸展トルクを発揮していたと考えられる。また、股関節は支持期前半では正パワーを、後半では負パワーを発揮していた。このことは、股関節が支持期前半では力学的エネルギーの減少を小さくし、後半では股関節の過度の伸展を抑制して、大腿を前方に引き出す準備をしていたと考えられる。

股関節まわりには大きな筋が付着しているため大きなパワーを発揮できると考えられるが、股関節で発揮されたトルクパワーは膝関節や足関節に比べて小さかった。Bobbert et al.

(1986) や阿江ら (1994) は、垂直跳における支持脚関節トルクパワーと力学的仕事を算出した結果、股関節トルクパワーのピーク値は足関節や膝関節よりもわずかに小さいものの、力学的仕事は股関節が最も大きかったことを報告している。一方、阿江ら (1986) はスプリントにおける、Muraki et al. (2008) は走幅跳における支持脚関節トルクパワーを算出した結果、股関節トルクパワーのピーク値は膝関節や足関節に比べて小さかったと報告している。図 6-19 は、SS の支持期における支持脚股関節力と支持脚および遊脚股関節トルクによる体幹の重心まわりのモーメントの方向を示したものである。支持期前半では、支持脚股関節力は後方に作用し、遊脚股関節では脚を引き付けるために屈曲トルクを発揮しているため、体幹には前回りのモーメントを生じるが、これに抗するように支持脚股関節において伸展トルクが発揮される。支持期後半では、前方への支持脚股関節力と遊脚股関節の伸展トルクのため、体幹は後回りのモーメントを生じるが、これに抗するように支持脚股関節では屈曲トルクが発揮される。関節において発揮されるパワーや力学的仕事を大きくするには、大きなトルク発揮のみならず、関節角速度や角変位が大きい必要がある。垂直跳のように、股関節が大きく屈曲し、体幹が前傾している場合、股関節で大きな伸展トルクを発揮し、体幹を起こしながら股関節が伸展することで、股関節による力学的仕事を大きくすることができると考えられる。しかし、スプリントや走方向変換のように体幹の前傾が小さく、股関節が伸展位で接地した場合、股関節伸筋群で大きな力学的仕事をしようとすると体幹の過度の後傾を生じることになると考えられる。したがって、スプリントや走方向変換では、支持脚股関節は体幹の姿勢を安定させることに貢献し、膝関節や足関節で大きな力学的仕事をしていたと考えられる。

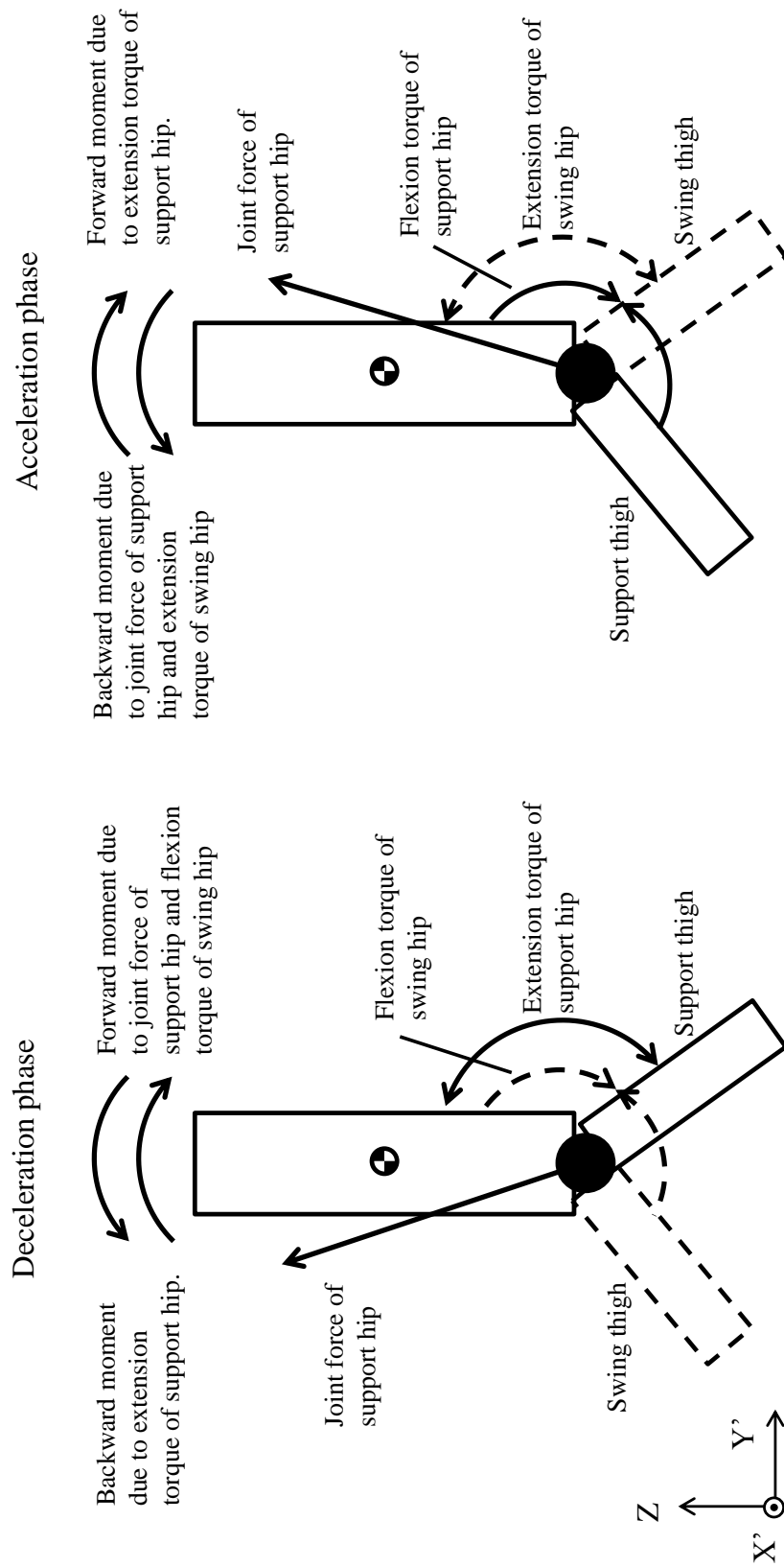


Figure 6-19 Direction of the torso moment about the center of gravity of torso segment due to the joint force of support hip and the joint torque of support and swing hip during the support phase of side step technique (lateral view).

走方向変換では身体重心速度の方向を変換するために、法線方向の地面反力を獲得する必要があり、そのためには SS では股関節外転トルクが発揮されると予想された。しかし、特に 60 度と 90 度では接地直後に大きな内転トルクが発揮され、その後は大きなトルクの発揮はみられなかった。図 6-20 は、SS の支持期において股関節内転トルクを発揮した時の地面反力ベクトルの方向を模式的に示したものである。SS では被験者は身体を内傾して支持足を身体の外側に接地するため、接地直後に股関節回りに地面反力による外転モーメントが作用する。この地面反力による外転モーメントに抗して身体の姿勢やバランスを保つために股関節回りに大きな内転トルクが発揮されたと考えられる。一方、30 度では支持期 10% から離地前まで外転トルクが発揮されていた。このことは、内傾の小さい場合では、股関節は身体の姿勢やバランスの維持よりも外転トルクを発揮して法線方向の地面反力の獲得に働いたと考えられる。

地面反力の法線成分は支持期の約 50% で最大となるが（図 6-4）、支持期中間あたりでは足関節および膝関節が大きなトルクを発揮していた。股関節伸展トルクは、支持期の 20% 以降で漸減し、支持期の 50% 付近で 0 となっており、特に 60 度および 90 度では内転/外転軸回りにおいて接地直後の大きな内転トルク以降に大きなトルク発揮はみられなかった。

このようにみてくると、SS の設定変換角度が大きい場合には、身体を内傾し足関節および膝関節が大きな伸展トルクを発揮することで法線方向の地面反力を獲得し、股関節は身体の姿勢やバランスを保つことに貢献していたと考えられる。一方、変換角度が小さい場合には、股関節の外転トルクが法線方向の地面反力の獲得に関与していたと考えられることから、実際の方向変換角度が小さい場合（約 10° ）には、股関節の役割が異なると考えら

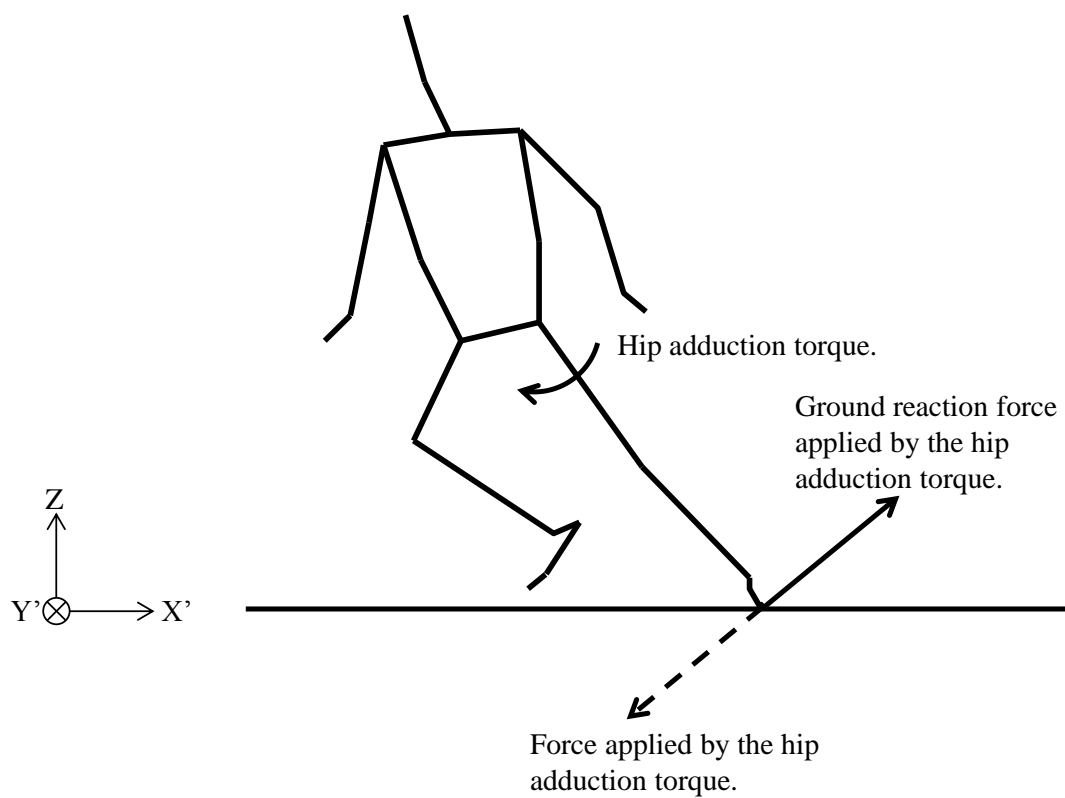


Figure 6-20 Direction of the ground reaction force applied by the hip adduction torque for the side step technique (back view).

れる.

2) クロスステップについて

SS と同様に, CS においても足関節および膝関節は支持期を通して底屈および伸展トルクを発揮し, 支持期前半では正パワーを, 後半では負パワーを発揮していた (図 6-9, 図 6-10). これらのことは, 足関節および膝関節が支持期前半では身体の力学的エネルギーを減少, 後半では増加していたことを示していると考えられる.

股関節は, 支持期前半では正パワーを, 後半では負パワーを発揮しており (図 6-8), これらのことは CS においても SS と同様に股関節が支持期前半では力学的エネルギーの減少を小さくし, 後半では股関節の過度の伸展を抑制して, 大腿を前方に引き出す準備をしていたことを示唆している. 阿江ら (1986) は, スプリントにおいて足関節と膝関節は支持期前半では負のパワーを, 後半では正のパワーを発揮するが, 股関節は支持期前半では正のパワーを, 後半では負のパワーを発揮することを報告しており, このことは方向変換走と直線走における下肢関節の役割が, 特に矢状面では類似していることを示すと考えられる.

SS とは反対に, CS では接地直後に股関節が外転トルクを発揮していたが, この股関節外転トルクは, 地面反力の法線成分の獲得には貢献しないと考えられる. すなわち, CS では接地直後に地面反力による内転モーメントが股関節回りに作用するため, この地面反力のモーメントに抗するために股関節は外転トルクを発揮していたと考えられる. 図 6-4 に示したように, 地面反力の法線成分は支持期の約 40% で最大となっていた. 股関節は離地直前

まで外転トルクを発揮し、屈曲/伸展軸回りでは支持期の 40%付近で大きなトルク発揮はみられなかった。一方、足関節および膝関節は支持期中間付近で大きな伸展トルクを発揮していた。これらのことから、CS においても身体を内傾し、足関節および膝関節で大きな伸展トルクを発揮することで法線方向の地面反力を獲得していたと考えられる。

以上のことから、SS と CS とともに足関節および膝関節は身体重心速度の大きさと方向の両方の変化に貢献していたと考えられる。一方、股関節は CS や SS の変換角度が大きい場合では接地直後に身体の姿勢やバランスを保つことに貢献し、SS の変換角度が小さい場合では股関節の外転トルクが法線方向の地面反力の獲得に関与していたと考えられることから、特に SS では股関節の役割は方向変換角度によって異なると考えられる。

6.4.2 上位群と下位群の支持脚 Kinetics の特徴

SS と CS とともに 30 度では身体重心速度の減少量および増加量には両群間に有意差はみられなかったが、60 度の上位群では支持期前半の重心速度の減少量が小さく、後半の増加量も大きかった。90 度では、支持期前半の身体重心速度の減少量に両群間に有意差はみられなかったが、後半の重心速度の増加量は上位群の方が大きかった。また、SS と CS のいずれにおいても走方向変換角度は上位群の方が大きかった。これらのことは、特に設定変換角度が大きい場合では、上位群の方が方向変換走の課題をよく達成していたことを示している。一方、図 6-11 および図 6-12 に示したように、上位群と下位群の支持脚関節トルクを設定変換角度ごとに比べると、関節トルクの発揮パターンはいずれの変換角度でも類似しており、変換角度が大きい場合の方が動作の難易度が高いと考えられるので、以下では第 5

章と同様に設定変換角度 90 度の場合の両群の動作を比較する。

1) 90 度のサイドステップにおける上位群と下位群の下肢 Kinetics の特徴

図 6-13 に示したように、上位群では支持期中間から離地直前において前方への地面反力が大きかった。また、上位群では足関節トルクによる接線方向の重心加速度が接地後素早く正（前方）を示し、前方への加速度が大きかったが、股関節トルクや膝関節トルクによる重心加速度には両群間に大きな差はみられなかった（図 6-17）。これらのことから、上位群では足関節トルクによる前方への重心加速度が大きかったため支持期後半に大きく加速できたといえる。

一方、重心速度の変化に大きな影響を及ぼしていると考えられる足関節および膝関節トルクやトルクパワーには支持期後半では両群間に有意差はみられなかった（図 6-15）。このことは、上位群でみられたような大きな前方への重心加速度が支持脚で大きな関節トルクを発揮することのみで獲得されたわけではないことを示している。

図 6-21 は、90 度の SS における上位群と下位群の体幹、大腿および下腿の前傾角度および角速度を示したものである。体幹前傾角度をみると、有意差はみられなかったが上位群では接地後に素早く前傾しており、支持期 5%から 30%の前傾角速度が大きかった。下腿をみると、上位群では支持期を通して前傾位にあり、支持期 30%から 50%において有意差がみられた。身体重心加速度は、身体の関節で発揮されたトルクのみならず身体各部の方向の影響を受けると考えられる。上位群では体幹や下腿が素早く前傾していたため、下肢関節トルクを効果的に身体の加速に利用でき、身体重心速度の増加量を大きくできたと推察

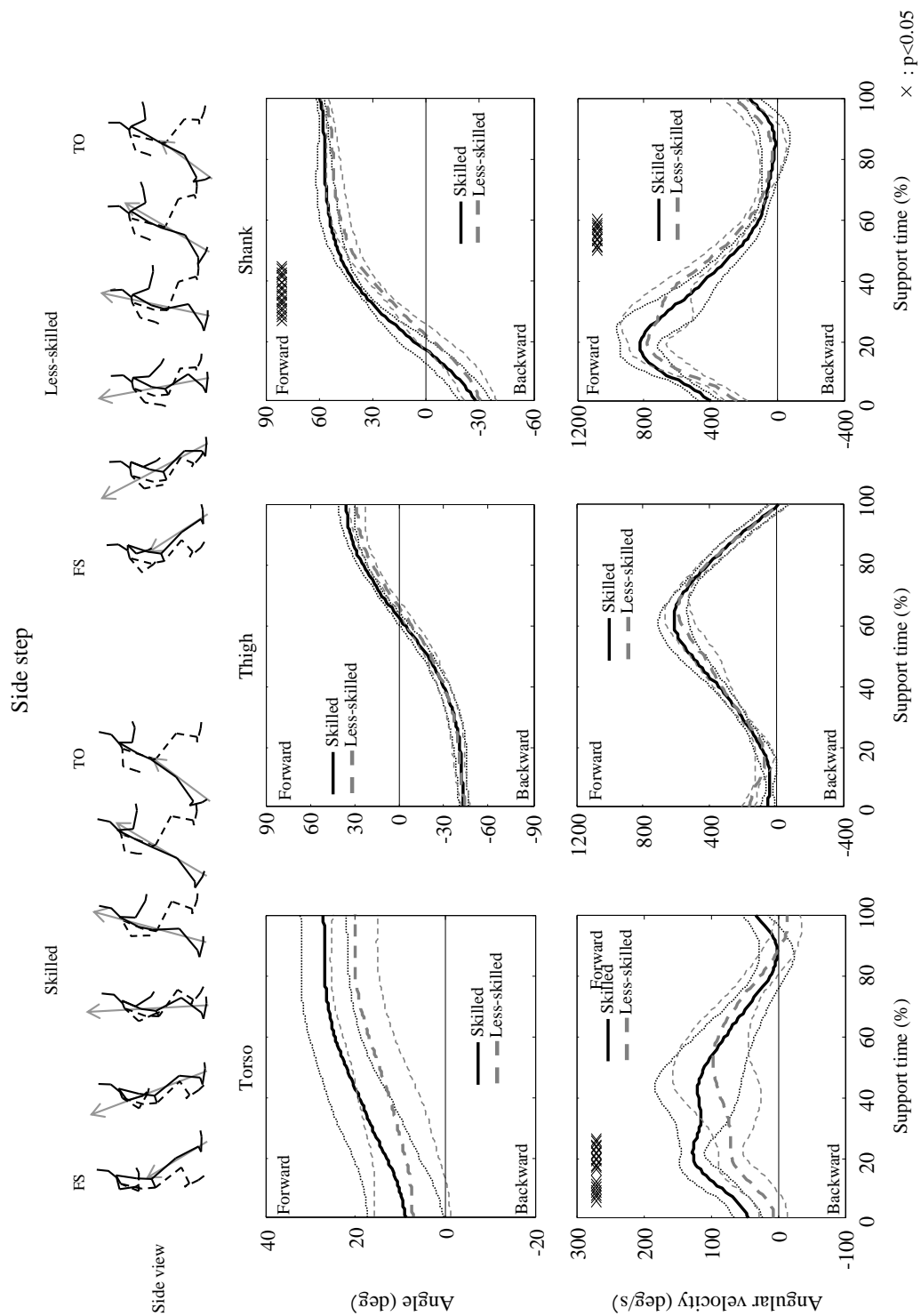


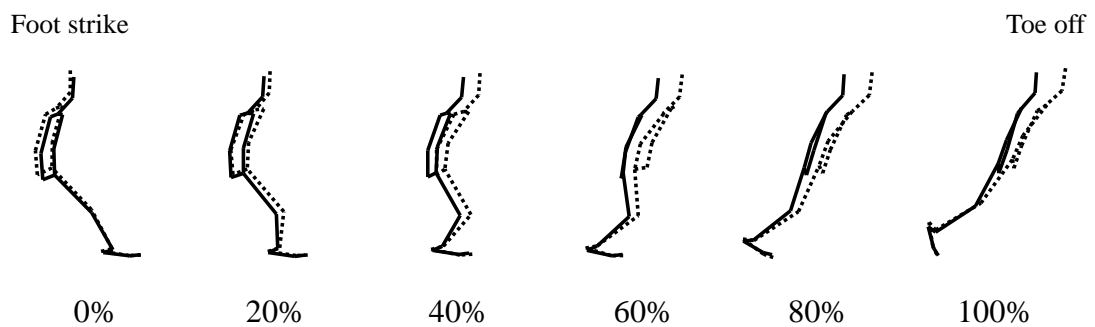
Figure 6-21 Averaged patterns of the forward lean angles (top) and angular velocities (bottom) of the torso (right), thigh (center), and shank (left) for the skilled and less-skilled groups in the side step technique with 90 degrees direction change.

される。

この推察を確かめるために、下位群が体幹および下腿の前傾を大きくしたと仮定したときの下肢関節トルクによる身体重心加速度を算出した。図 6-22 は、90 度の SS における上位群、修正前（上段）および修正後の下位群（下段）の支持脚および体幹のスティックピクチャを示したものである。上位群と修正前の下位群を比較すると、接地時（0%）の姿勢には顕著な差はみられなかったが、上位群では接地後から 40%では下腿が、40%から 80%では体幹および大腿が素早く前傾し、足部に対して身体が前方に位置していることがわかる。なお、上位群と下位群の体幹および下腿前傾角度の差は、支持期全体の平均でそれぞれ 7.3 度と 7.6 度であったため、下位群の体幹および下腿前傾角度にこれらの値を加えた。

図 6-23 は、上位群と修正後の下位群の下肢関節トルクによる接線方向の身体重心加速度を示したものである。股関節屈曲/伸展トルクおよび内反/外反トルクや膝関節トルクによる重心加速度には、修正前と同様に両群間に顕著な差はみられなかった。足関節トルクによる加速度は、修正前の下位群では支持期 30%まで負（後方）を示したが（図 6-17）、修正後の下位群では上位群と同様に支持期 20%以降で正（前方）を示した。さらに、前方への加速度は、修正前の下位群では上位群よりも小さかったが、修正後の下位群では上位群との差は小さくなり、支持期を通して有意差はみられなかった。これらのことは、上位群と下位群の間にみられた足関節トルクによる前方への重心加速度の差は、足関節トルクの大きさよりも体幹や下腿の前傾角度の差によって生じたことを示していると考えられ、このことは第 5 章で得られた結果を支持するものであろう。

Skilled (dotted line) and less-skilled (solid line) groups of the side step.



Skilled (dotted line) and modified less-skilled (solid line) groups of the side step.

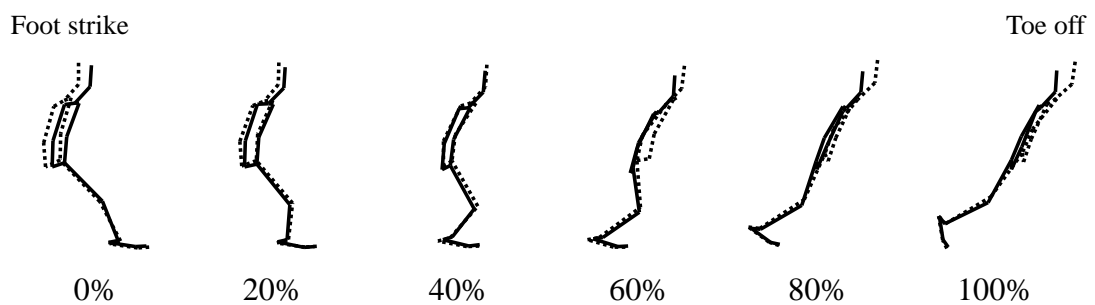
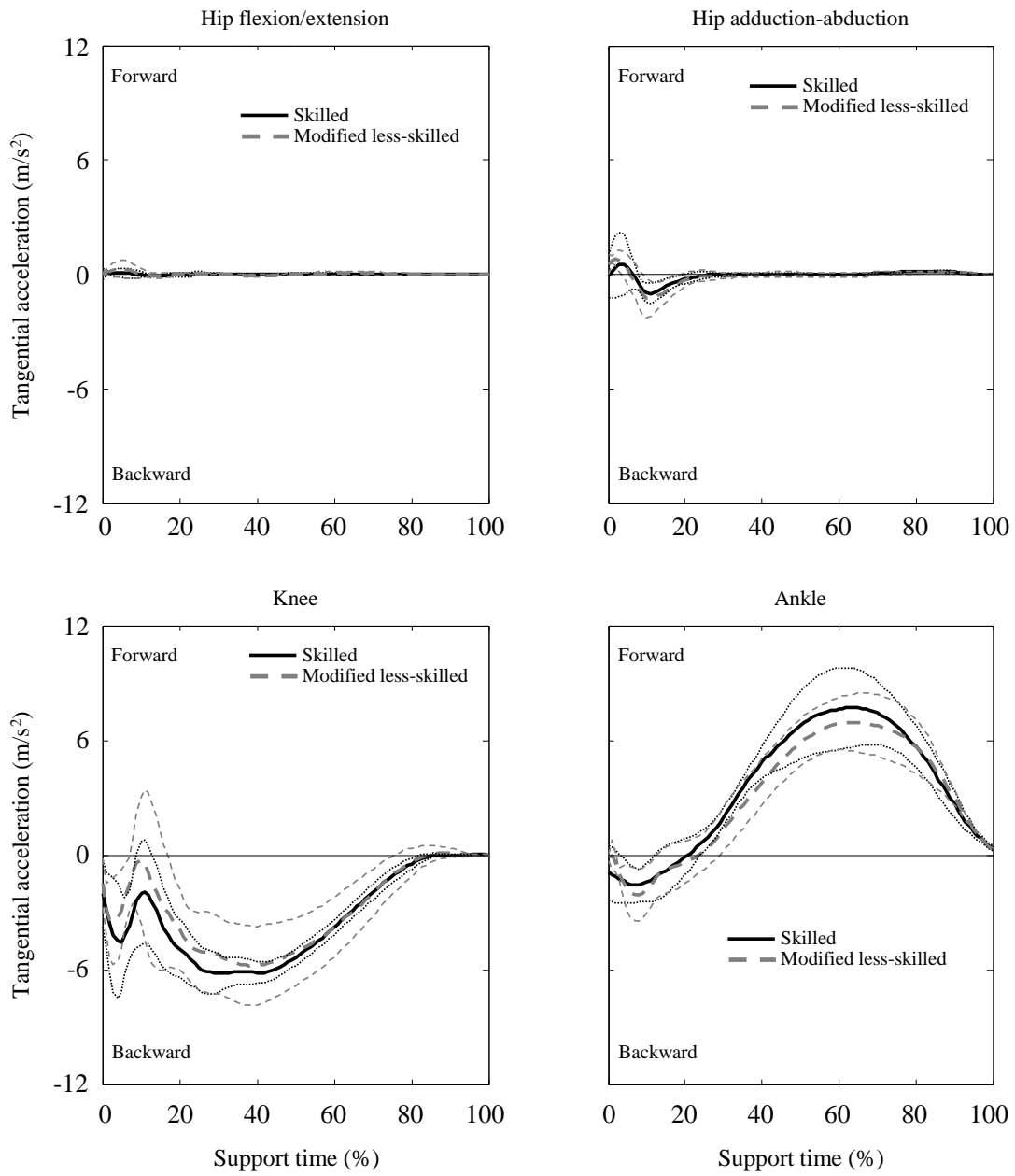


Figure 6-22 Series of stick pictures of the support leg and torso of the skilled, less-skilled, and modified less-skilled groups for the side step technique with 90 degrees direction change (top: skilled (broken line) and less-skilled (solid line) groups, bottom: skilled (broken line) and modified less-skilled groups(solid line)).

Side step



× : p<0.05

Figure 6-23 Averaged patterns of tangential acceleration of the whole body center of gravity generated by the hip, knee, and ankle joint torques of the skilled and modified less-skilled groups for the side step technique with 90 degrees direction change.

2) 90 度のクロスステップにおける上位群と下位群の下肢 Kinetics の特徴

図 6-14 に示したように，上位群では接線方向の地面反力が前方へ作用し始めるタイミングが早く，支持期中間から離地時において前方への地面反力が大きかった．上位群では足関節トルクによる身体重心加速度が接地後に素早く正（前方）を示し，前方への加速度が大きかったため（図 6-18），支持期後半に大きく加速できたといえる．一方，SS と同様に CS においても支持期後半における足関節および膝関節トルクやトルクパワーには両群間に有意差はみられなかった（図 6-16）．図 6-24 は，90 度の CS における上位群と下位群の体幹，大腿および下腿前傾角度および角速度を示したものである．体幹角度は，支持期を通して上位群の方が大きく，支持期中間あたりでは有意差がみられた．また，体幹角速度は，上位群では接地後から支持期 20%あたりまで急増しており，支持期 10%から 30%において上位群の方が有意に大きかった．下腿前傾角度は，有意ではないものの離地直前を除いて上位群の方が大きかった．これらのことは，SS と同様に CS の上位群では接地後に身体が素早く前傾していることを示しており，このことが足関節トルクを身体重心の加速に効果的に利用することに役立ったと考えられる．

図 6-25 は，90 度の CS における上位群，修正前（上段）および修正後（下段）の下位群の支持脚および体幹のスティックピクチャを示したものである．上位群と修正前の下位群の体幹および下腿角度の差は，支持期全体の平均でそれぞれ 10.9 度および 12.3 度であったため，下位群の体幹および下腿角度にこれらの値を加えた．上位群と修正前の下位群を比較すると，接地時には両群間に顕著な差はみられなかったが，上位群では接地後に支持脚が素早く前傾しており，離地時では身体が足部に対してより前方に位置していた．一方，

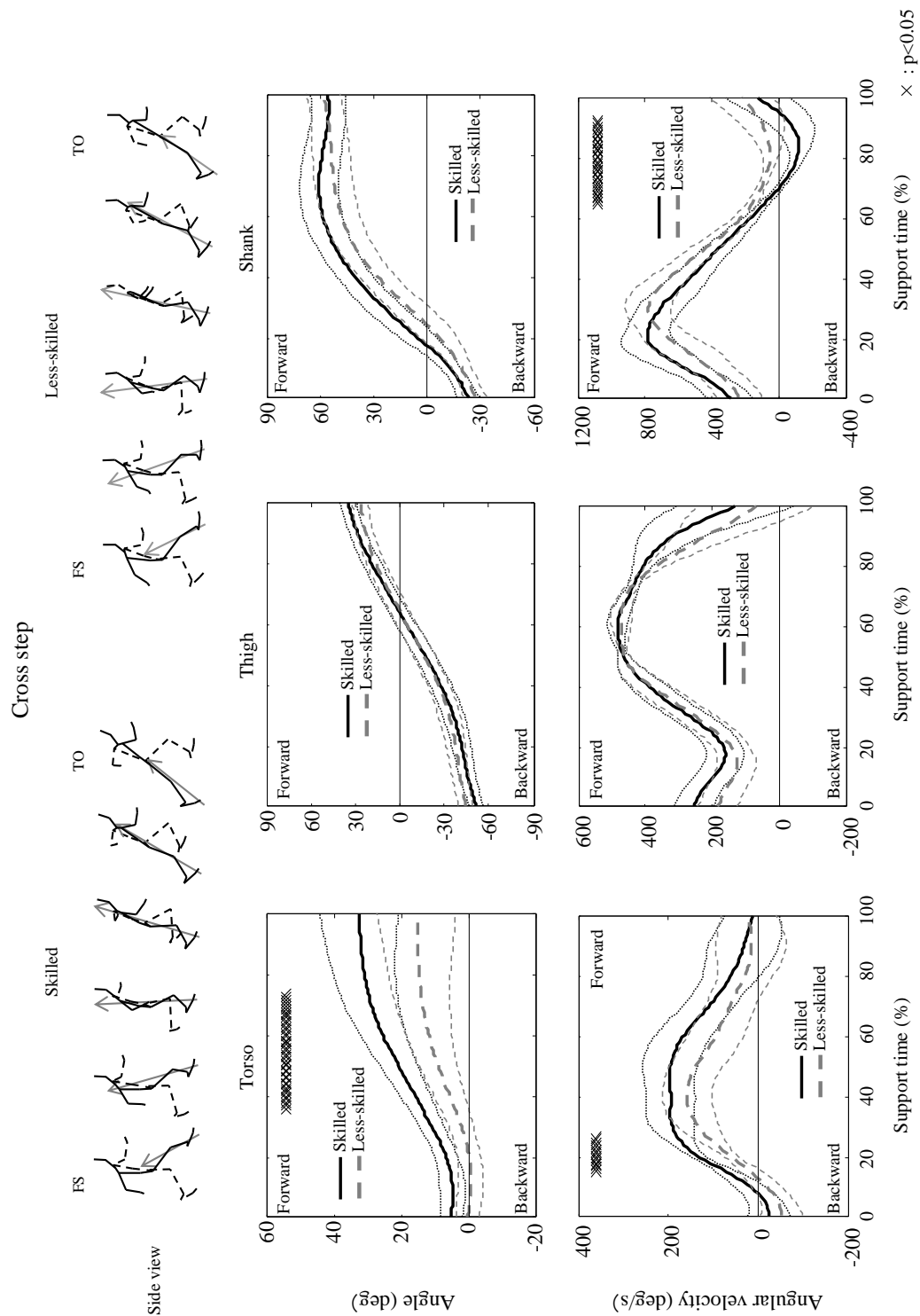
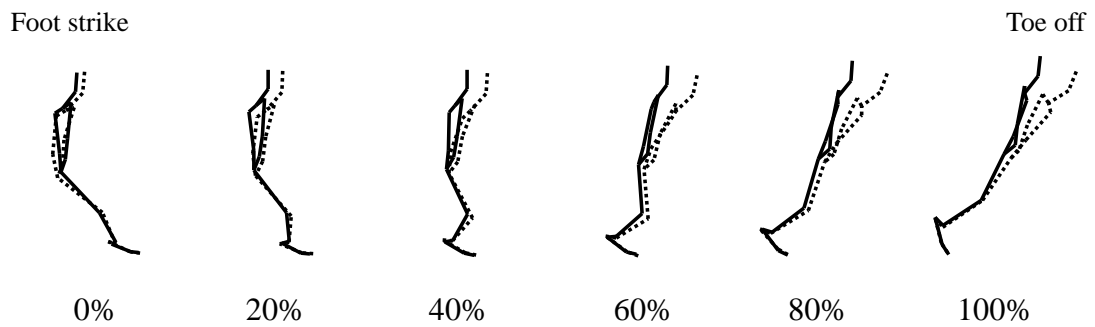


Figure 6-24 Averaged patterns of the forward lean angles (top) and angular velocities (bottom) of the torso (left), thigh (center), and shank (right) for the skilled and less-skilled groups in the cross step technique with 90 degrees direction change.

Skilled (dotted line) and less-skilled (solid line) groups of the cross step.



Skilled (dotted line) and modified less-skilled (solid line) groups of the cross step.

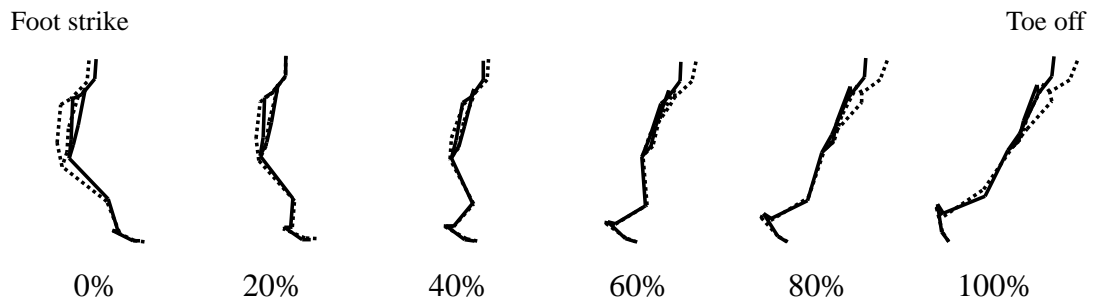


Figure 6-25 Series of stick pictures of the support leg and torso of the skilled, less-skilled, and modified less-skilled groups for the cross step technique with 90 degrees direction change (top: skilled (broken line) and less-skilled (solid line) groups, bottom: skilled (broken line) and modified less-skilled groups (solid line)).

上位群と修正後の下位群を比較すると、修正前の下位群でみられたような差はみられず、支持期を通して両群の動作は類似していた。

図 6-26 は、上位群と修正後の下位群の支持脚関節トルクによる接線方向の身体重心加速度を示したものである。股関節屈曲/伸展トルクおよび内転/外転トルクと膝関節屈曲/伸展トルクによる身体重心加速度には両群間に顕著な差はみられなかった。足関節トルクによる重心加速度をみると、上位群と修正前の下位群との間には支持期 70%から 90%で有意差がみられていたが（図 6-18）、修正後の下位群との間では有意差はみられなかった。このようにみえてくると、SS と同様に CS でも上位群では支持期において身体がより前傾していたことが足関節底屈トルクを効果的に身体重心の加速に変換するのに役立ったと考えられる。

以上のことから、SS と CS とともに上位群では足関節底屈トルクによる身体重心加速度の接線成分が大きかったため、支持期後半において大きく加速できたと考えられる。また、SS と CS とともに支持脚関節トルクには両群間に顕著な差はみられなかったが、体幹や下腿の前傾角度は上位群で大きかった。これらのことは、SS と CS とともに身体が前傾していることで足関節底屈トルクを効果的に身体の加速に利用できること、両群間の重心速度の変化にみられた差が支持脚関節トルクによって生じたというよりも体幹や下腿の姿勢の違いによって生じたものであることを示していると考えられる。

6.5 要約

本研究の目的は、上位群と下位群の走方向変換動作を Kinetics 的に比較し、よい走方向変換動作の Kinetics 的要因を明らかにすることであった。

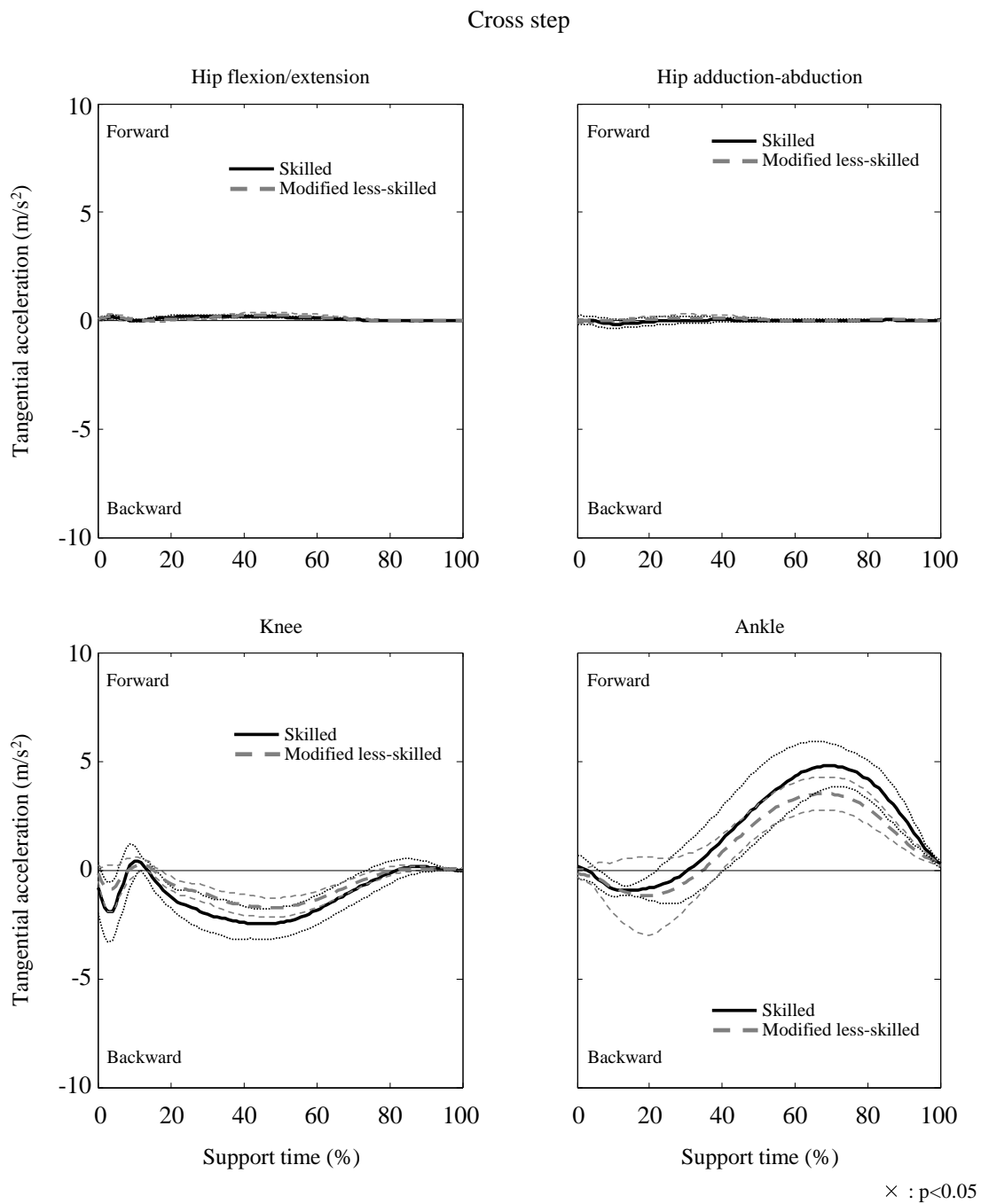


Figure 6-26 Averaged patterns of tangential acceleration of the whole body center of gravity generated by the hip, knee, and ankle joint torques of the skilled and modified less-skilled groups for the cross step technique with 90 degrees direction change.

本研究の結果から、以下のことがわかった。

(1) 走方向変換における支持脚関節の Kinetics 的特徴

- ① 足関節および膝関節は、SS と CS とともに支持期を通して伸展トルクを発揮し、支持期前半では負パワーを、後半では正パワーを発揮していた。
- ② 股関節は、SS の 60 度と 90 度では接地直後に大きな内転トルクを発揮したが、30 度では支持期の 10% から 80% で外転トルクを発揮していた。CS では、いずれの設定変換角度においてもほぼ支持期全体で外転トルクを発揮していた。

(2) 上位群と下位群の支持脚 Kinetics の特徴

- ① SS と CS とともに、いずれの設定変換角度においても支持脚関節トルクの発揮パターンには上位群と下位群の間に顕著な差はみられなかった。
- ② SS と CS とともに 90 度の上位群では、足関節トルクによる前方への身体重心加速度が大きく、支持期後半の重心速度の増加量が大きかった。
- ③ SS と CS とともに 90 度の上位群では、支持期における体幹および下腿の前傾角度が大きかった。また、SS と CS とともに下位群の体幹および下腿の前傾角度が上位群と同様と仮定したところ、足関節底屈トルクによる前方への重心加速度が大きくなった。

以上のことから、SS と CS とともに足関節および膝関節は身体重心速度の変化に貢献していたと考えられる。一方、股関節は身体重心速度を変化させるよりも、特に接地直後に地面反力のモーメントに抗して身体の姿勢やバランスの保持に貢献していると考えられる。ま

た，SS と CS とともに身体の前傾が身体の前方向加速に影響しており，走方向の変換では支持脚関節のトルク発揮に加えて，身体の前傾が重要と示唆された．

7. 走方向変換動作の指導に関連して

プライオメトリックトレーニングには、下肢関節のパワー発揮能力を高める効果があるため、走方向変換能力の向上には有効であると考えられている（図子，2006；Thomas et al., 2009；Vácz et al., 2013）。本研究では、走方向変換の支持期において足関節および膝関節が大きなパワーを発揮していたが、このことはプライオメトリックトレーニングの有効性を示すものである。

一方、Markovic（2007）は、方向変換走タイムと連続ジャンプ中の最大パワー（地面反力鉛直成分と身体重心鉛直速度の積）や立ち幅跳びの跳躍距離、両脚スクワットの最大拳上重量との間よりも、片脚スクワットの反復回数との間の相関係数の方が大きかったことから、走方向変換では単純な力やパワーの発揮能力ではなく、片脚でバランスを保持しながら大きな力やパワーを発揮できる能力が重要であると述べている。Bencke et al.（2000）は、ハンドボール選手に片脚サイドジャンプ、片脚スクワット、片脚での多方向へのホッピングを含む12週間のトレーニングを行わせた結果、方向変換における支持時間が短くなったことを報告している。本研究の結果では、接地直後の股関節はSSでは大きな伸展トルクおよび内転トルクを、CSでは伸展トルクおよび外転トルクを発揮していたが、これら接地直後の股関節トルクは姿勢やバランスを保持する役割を果たしていると考えられる。人間の動作では、接地直後に身体の姿勢やバランスを保つことは、その後の動作やトルク発揮に重要であると考えられる。したがって、片脚での多方向へのホッピングのように接地直後に股関節が伸展トルクや内転/外転トルクを発揮して姿勢を保ち、膝関節と足関節で大きな

パワーを発揮するような運動が走方向変換動作のトレーニングとして有効であると考えられる。

SS では外転トルクが，CS では内転トルクが法線方向の加速に貢献すると考えられたが，SS の 30 度を除いてこれらのトルク発揮はみられなかった。このことは，特に内傾角度が大きな場合には，内転/外転筋群が法線方向の加速や走方向の変換には貢献しないことを示しており，立位から股関節内転/外転トルクにより身体を側方に押し出すようなサイドジャンプそのものは，実際の大きな走方向変換のためのトレーニングとしては必ずしも有効ではないことに留意しておく必要がある。

本研究の結果から，支持期において身体の前傾角度が大きいと支持脚関節トルクを効果的に身体の加速に利用できることがわかった。図 7-1 は，SS と CS における接地時の身体重心水平速度と股関節から拇指球に向かうベクトルが水平面においてなす角度（以下，接地角度）と接地時の下腿（上段）と大腿前傾角度（中段）および支持期前半における大腿の平均前傾角速度（下段）との関係を示したものである。接地角度は，支持足を進行方向に対して真っ直ぐ前方へ踏み出した場合に 0 度となり，角度が大きくなることは支持足をより外側に踏み出していることを示す。接地角度と下腿前傾角度との間には CS の 30 度と 60 度を除いて ($r=0.577-0.873$)，大腿前傾角度との間には SS の 60 度を除いて有意な正の相関がみられ ($r=0.498-0.756$)，大腿前傾角速度との間にはいずれの試技においても有意な正の相関がみられた ($r=0.501-0.734$)。これらのことは，接地角度が大きい被験者は，接地時に支持脚がより前傾位にあったこと，支持期前半において大腿が素早く前傾していたことを示している。また，接地時に身体の後傾が大きいと身体重心の減速が大きくなるため，支

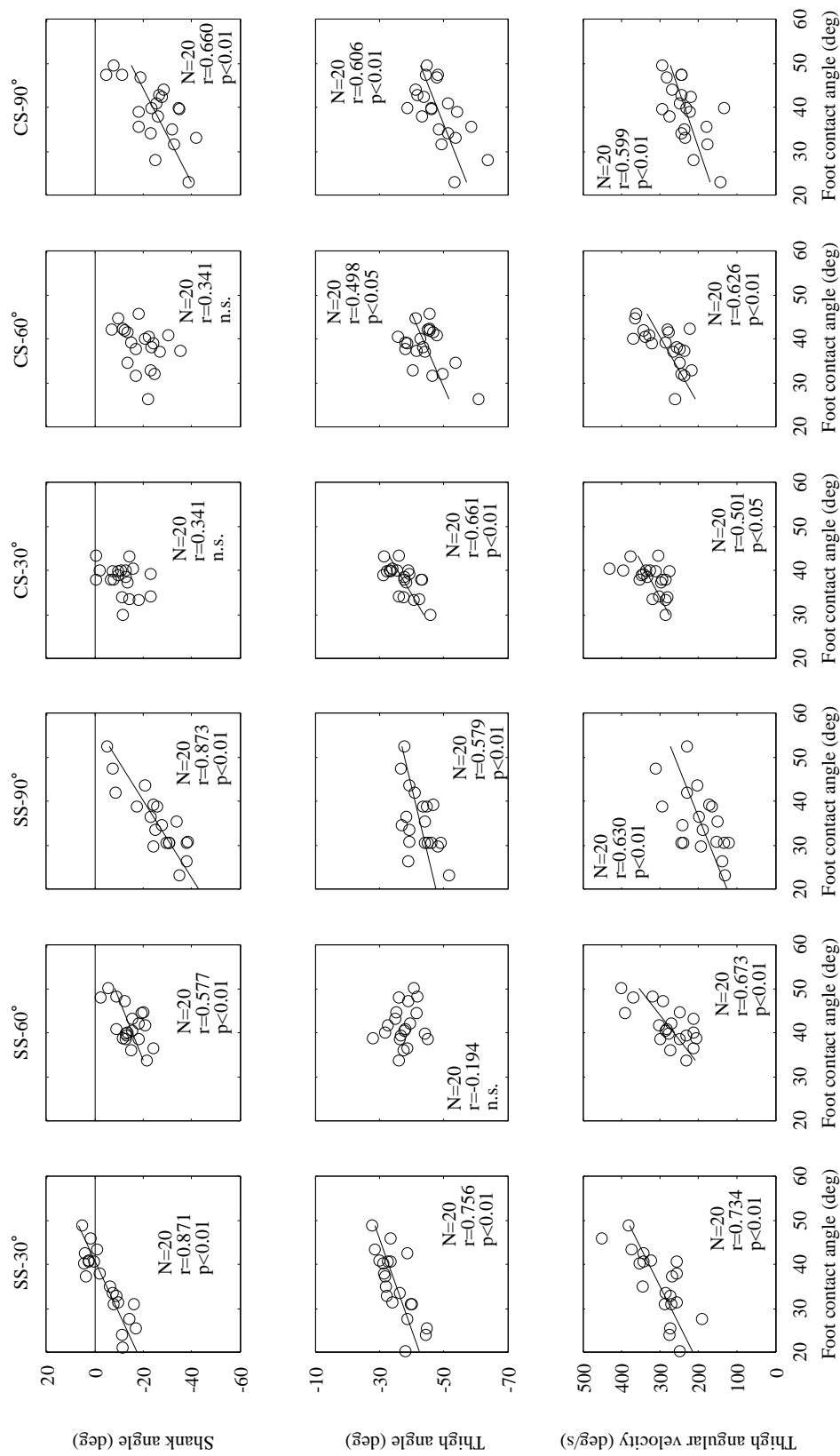


Figure 7-1 Relationships between the foot contact angle and shank (top) and thigh forward lean angles at the foot strike (middle) and thigh forward lean angular velocity in the deceleration phase (bottom) for the side step and cross step techniques.

持脚が素早く前傾しないと考えられる。したがって、支持足を側方に踏み出して接地することで身体の後傾を小さくでき、支持脚が素早く前傾すると考えられる。

走方向変換ではスピードの維持に加えて、法線方向の力により身体重心速度の方向を変化させる必要があるが、そのためには身体を内傾する必要がある (Greene, 1985)。図 7-2 は、SS と CS における接地角度と接地時における身体の内傾角度との関係を示したものである。接地角度と内傾角度との間には SS と CS の 30 度を除いて有意な正の相関がみられた ($r=0.659-0.802$)。このことは、接地時に支持足を側方へ大きく踏み出すことで、接地時の身体の内傾を大きくできることを示している。

図 7-3 は、90 度の SS における被験者 F と被験者 S の水平面での身体重心の軌跡と接地時の支持足母指球の位置を示したものである。図中の Y' 方向は、接地時の身体重心速度の方向を示している。被験者 F は接地角度が大きい典型例で (60.8 度)、被験者 S は小さい典型例であり (48.6 度)、2 名の被験者の接地時の身体重心水平速度はそれぞれ 3.45 m/s, 3.64 m/s と顕著な差はみられなかった。被験者 F をみると、支持足を側方へ大きく踏み出して接地直後から素早く走方向を変換し、重心は素早く側方へ移動していたが、被験者 S では身体重心の前方への移動距離が大きかった。走方向変換により相手をかかわす場合、素早く走方向を変換して身体の前方向移動を小さくすることは、前方にいる相手につかまる可能性を減じると考えられる。

以上のことから、支持足を側方に大きく踏み出して接地することは、スピードの維持と走方向の変換の両方に有効であり、接地時に内傾姿勢をうまく取れない選手や後傾が大きい選手には、支持足を側方に接地するような指導が有効であると考えられる。

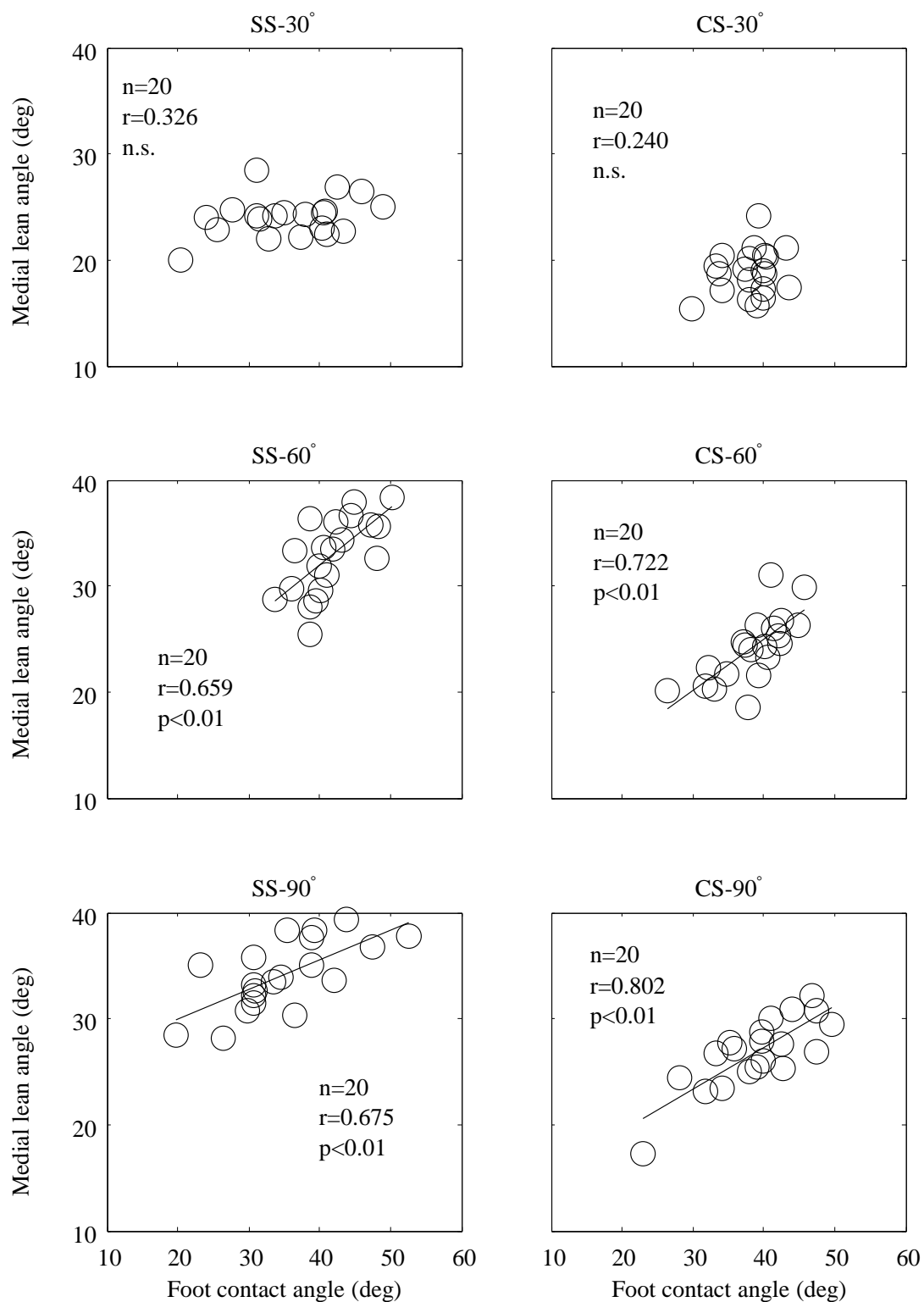


Figure 7-2 Relationships between the foot contact angle and the medial lean angle at the foot strike for the side step and cross step techniques.

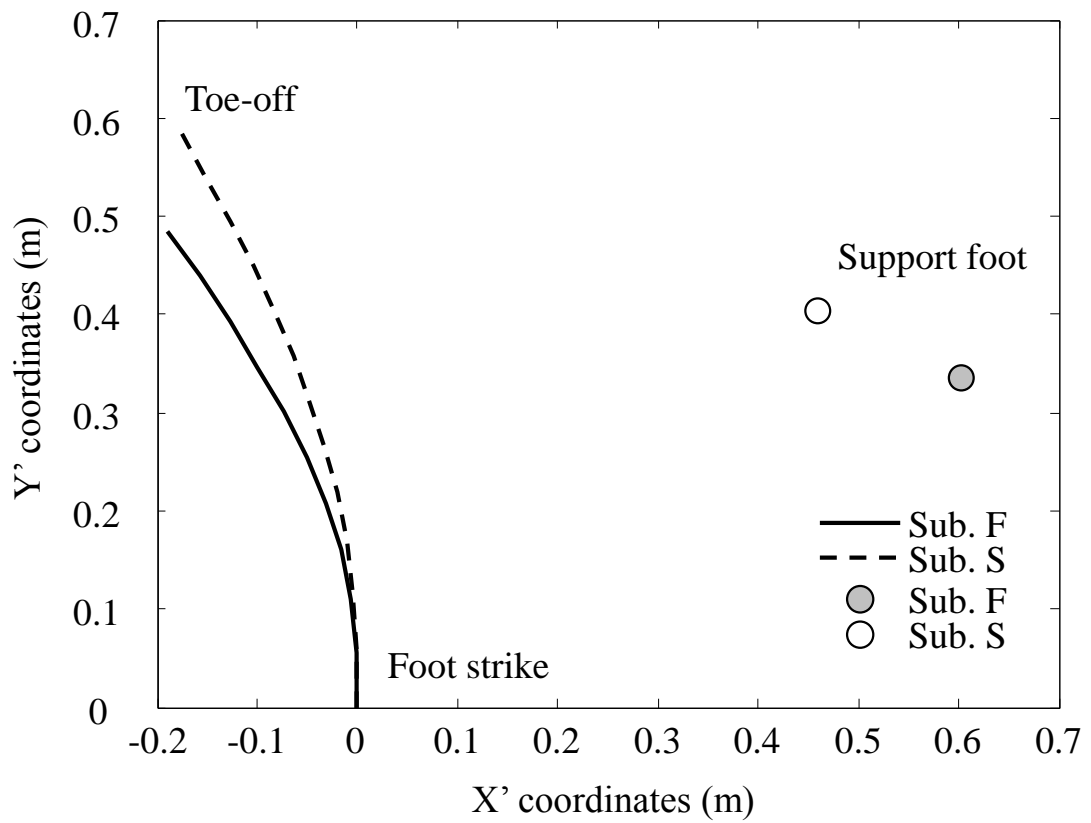


Figure 7-3 Locus of the center of gravity and the location of the support foot at the instant of the foot strike in the horizontal plane for the subjects F and S (SS-90°).

走方向変換指数は走方向変換中のスピード維持の程度を示すものである(第4章). 表 7-1 は, 走方向変換指数と支持脚関節トルクおよびトルクパワーのピーク値との相関係数を示したものである. 90 度の SS を除いて走方向変換指数と膝関節負パワーのピーク値との間に有意な正の相関がみられ, 膝関節負パワーが大きい被験者は走方向変換指数が小さいことを示している. 一方, 走方向変換指数と股関節, 足関節のトルクやトルクパワーとの間には有意な傾向はみられなかった. 第 6 章で述べたように, 膝関節は支持期前半では負パワーを発揮し(図 6-6, 図 6-9), 身体を減速させていた. また, 第 4 章で述べた走方向変換指数と支持期前半の身体重心速度の減少量との間の有意な負の相関は(表 4-2), 身体重心の減速が大きいと走方向変換指数が小さくなることを示している. これらのことから, 膝関節の負パワーが大きい被験者は, 支持期前半における身体重心の減速量が大きくなり, 走方向変換指数が小さくなったと考えられる. したがって, 走方向変換動作の指導の際には, 膝関節の動作に着目する必要があると考えられる.

本研究では, 方向変換における走スピードの維持に着目し, その動作について論じた. しかし, 実際の試合では, フェイントをかけること, スピードを落とさずに相手を抜き去ることなどが極めて重要になる. ここで述べたトレーニングへの示唆は, スピードの維持を可能にする動作に関するものであるので, 上述したような実際の試合における様々な条件のもとでの走方向変換動作すべての改善に寄与できるものではないことに留意しておく必要がある.

Table 7-1 Correlation coefficients between the cutting motion index and the peaks of joint torque and torque power of the support leg.

	Side step			Cross step		
	30°	60°	90°	30°	60°	90°
Ankle						
Peak plantarflexion torque	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Positive peak power	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	0.514	n.s.
Negative peak power	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Knee						
Peak extension torque	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Positive peak power	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Negative peak power	0.457	0.719	n.s.	0.568	0.561	0.780
Hip flexion/extension						
Peak extension torque	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Peak flexion torque	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Positive peak power	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Negative peak power	n.s.	0.477	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Hip adduction/abduction						
Peak adduction/abduction torque	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

8. 結論

本研究の目的は，走方向変換動作をバイオメカニクスの分析し，走方向変換技術を評価するための指数を提案するとともに，その技術的要因を明らかにし，走方向変換動作を指導する場合の示唆を得ることであった．

本研究の結果と考察から，以下のような結論が引き出せるであろう．

8.1 走方向変換動作の評価指数について

本研究では，走方向変換技術を評価する指標として走方向変換指数（CMI）を以下の式により定義した．

$$CMI = \frac{L/(CGV_{FS} \cos \theta)}{T}$$

SS と CS のいずれにおいても走方向変換指数と身体重心速度の減少量との間に有意な正の相関がみられ，増加量との間には 30 度を除いて有意な正の相関がみられた．また，走方向変換指数と走方向変換角度との間には 30 度の SS では有意な負の相関が，60 度と 90 度の SS では有意な正の相関がみられたが，相関係数はいずれも小さく，CS では有意な相関はみられなかった．

これらのことは，走方向変換指数は走方向変換中のスピード維持の程度を示す指標の 1 つであり，走方向変換指数と走方向変換角度を用いることで，走方向変換動作の評価が可能であることを示す．

8.2 上位群と下位群の下肢 Kinematics の特徴について

SS と CS とも上位群では、支持期後半の加速量が大きく、走方向変換角度が大きかった。

また、SS の上位群では支持期後半に膝関節および股関節の伸展と大腿の前傾が大きく、CS の上位群では膝関節および股関節の屈曲が小さく、大腿の前傾が大きかった。

これらのことは、スピードを維持して走方向を変換するには、SS では膝関節および股関節の大きな伸展および大腿の前傾が、CS では脚全体の前傾が有効であることを示す。

8.3 上位群と下位群の下肢 Kinetics の特徴について

SS と CS とも、いずれの設定変換角度においても支持脚関節トルクの発揮パターンには上位群と下位群の間に顕著な差はみられなかった。しかし、支持期における体幹および下腿の前傾角度は上位群の方が大きかったことをもとに、下位群の体幹および下腿が上位群と同様に前傾したと仮定し支持脚関節トルクの効果を検討したところ、下位群の足関節底屈トルクによる前方への重心加速度が大きくなった。

これらのことは、SS と CS とも身体の前傾、特に体幹と下腿の前傾が身体の前方加速に影響しており、走方向の変換では支持脚関節のトルク発揮に加えて、身体の前傾が重要であることを示す。

8.4 走方向変換動作のトレーニングへの示唆について

本研究では、走方向変換の支持期において膝関節および足関節が大きなパワーを発揮し、股関節は接地直後に SS では伸展および内転トルクを、CS では伸展および外転トルクを発

揮していた。これらのことは、左右方向への連続ホッピングや多方向へのホッピングのよ
うな運動が走方向変換のトレーニングとして有効であることを示す。

また、支持足を側方に大きく踏み出して接地するように指導することは、スピードの維
持と走方向の変換の両方に有効であり、走方向変換において身体を内傾し、素早く走方向
を変換するのに役立つと考えられる。

なお、実際の球技スポーツの試合における相手をかかわす技術は、本研究で対象とした素
早い走方向の変換のみならず、フェイントや相手選手との相対的な位置、体の向きなどと
も関係するので、今後はこれらについても研究を進める必要がある。

謝辞

本研究は，指導教員である阿江通良教授，藤井範久教授，木塚朝博教授，浅井武教授のご指導と励ましのもとに行われたものである．先生方には多くの助言と懇切丁寧なご校閲を頂いた．

修士課程までの指導教員である榎本靖士准教授には，研究に対する態度や考え方をご教授頂いた．小池関也准教授，スポーツバイオメカニクス研究室の諸兄には，多くのご助言を頂き，実験の験者としてもご協力頂いた．

京都教育大学ならびに筑波大学ラグビー部，サッカー部，バスケットボール部，ハンドボール部の皆様には，被験者として協力して頂いた．

ここに記して，ご協力を賜った皆様へ深く感謝の意を表するとともに，今後も研究に尽力することを誓います．

文献

- 阿江 通良 (1996). 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *J. J. S. S.*, 15, 155-162
- 阿江 通良, 藤井 範久 (2004). スポーツバイオメカニクス 20 講 (第 3 版). 朝倉書店, pp.6-7
- 阿江 通良, 宮下 憲, 横井 孝志, 大木 昭一郎, 渋谷 侃二 (1986). 機械的パワーからみた疾走における下肢筋群の機能および貢献度. 筑波大学体育科学系紀要, 9, 229-239
- 阿江 通良, 宮下 憲, 大木 昭一郎 (1988). 短距離走における支持脚各部の機能と合理的な動き. 陸上競技研究紀要, 1, 4-10
- 阿江 通良, 大木 昭一郎, 高松 潤二 (1994). 垂直跳および着地動作におけるパワー発揮の大きさと下肢関節の貢献度. バイオメカニズム, 12, 97-108
- Andrews, J.R., McLeod, W.D., Ward, T., and Howard, K. (1977). The cutting mechanism. *Am. J. Sports Med.*, 5, 111-121
- Besier, T.F., Lloyd, D.G., Cochrane, J.L., and Ackland, T.R. (2001). External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Med. Sci. in Sports Exerc.*, 33, 1168-1175
- Bencke, J., Naesborg, H., Simonsen, E.B., and Klausen, K. (2000). Motor pattern of the knee joint muscles during side-step cutting in European team handball. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 10, 68-77
- Bloomfield, J., Polman, R., and O'Donoghue, P. (2007). Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(1), 63-70
- Bobbert, M.F., Huijing, P.A., and van Ingen Schenau, G.J. (1986). An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *J. Biomech.*, 19, 899-906
- Chang, Y.H., and Kram, R. (2007). Limitations to maximum running speed on flat curves. *J. Exp. Biol.*, 210, 971-982

- Chaouachi, A., Brughelli, M., Chamari, K., Levin, G.T., Ben A.N., Laurencelle, L., and Castagna, C. (2009). Lower limb maximal dynamic strength and agility determinants in elite basketball players. *J. Strength Cond. Res.*, 23, 1570-1577
- Cinelli, M.E., and Patla, A.E. (2007). Travel path conditions dictate the manner in which individuals avoid collisions. *Gait & Posture*, 26, 186-193
- Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M., and Garrett, W. (2000). Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. *The American Journal of Sports Medicine*, 28, 234-239
- Condello, G., Minganti, C., Lupo, C., Benvenuti, C., Pacini, D., and Tessitore, A. (2013). Evaluation of change-of-direction movements in young rugby players. *Int. J. Sports. Physiol. Perform.*, 8, 52-56
- Dapena J. and Chung C.S. (1988). Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 20, 290-302
- Dawson, B., Hopkinson, R., Appleby, B., Stewart, G., and Roberts, C. (2004). Player movement patterns and game activities in the Australian football league. *J. Sci. Med. Sport.*, 7, 278-291
- Ford, K.R., Myer, G.D., Toms, H.E., and Hewett, T.E. (2005). Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 37, 124-129
- Fujii, N., and Hubbard, M. (2002). Validation of a three-dimensional baseball pitching model. *J. App. Biomech.*, 18(2), 135-154
- Gabbett, T.J., Kelly, J.N., and Sheppard, J.M. (2008). Speed, change of direction speed, and reactive agility of rugby league players. *J. Strength Cond. Res.*, 22, 174-181
- Greene, P.R. (1985). Running on flat turns: Experiments, theory, and applications. *J. Biomech. Eng.*, 107(2), 96-103
- Grindstaff, T.L., Hammill, R.R., Tuzson, A.E., and Hertel, J. (2006). Neuromuscular control training programs and noncontact anterior cruciate ligament injury rates in female athletes: a numbers-needed-to-treat analysis. *Journal of Athletic training*, 41, 450-456

- Hamill, J., Murphy, M., and Sussman, D. (1987). The effects of track turns on lower extremity function. *International Journal of Sport Biomechanics*, 3, 276-286
- Hanson, A.M., Padua, D.A., Troy Blackburn, J., Prentice, W.E., and Hirth, C.J. (2008). Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *J. Athl. Train.*, 43, 133-143
- 広瀬 茂男 (2003) ロボット工学 (第 16 版). 裳華房, 東京.
- Houck, J.R., Duncan, A., and De Haven, K.E. (2005). Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait & Posture*, 24, 314-322
- Jamison, S.T., Pan, X., and Chaudhari, A.M.W. (2012). Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *J. Biomech.*, 45, 1881-1885
- Jindrich, D.L., Besier, T.F., and Lloyd, D.G. (2006). A hypothesis for the function of braking forces during running turns. *J. Biomech.*, 39, 1611-1620
- 加賀 勝, 高戸 仁郎 (1992). カーブ走に関する力学的研究. 岡山大学教育学部研究集録, 89, 91-95
- 金子 靖仙, 佐藤 文宣 (1999). 走動作の関節トルクの地面反力への変換. バイオメカニクス研究概論, 208-212
- Kepple, T.M., Siegel, K.L., and Stanhope, S.J. (1997). Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture*, 6, 1-8
- 木村 健二, 桜井 伸二 (2010). 方向転換の下肢キネマティクス. 体育の科学, 60, 745-750
- 木村 健二, 桜井 伸二 (2010). 方向変更角度と走行スピードの増大がサイドステップカットのパフォーマンスにどう影響するか. 中京大学体育研究所紀要, 24, 69-75
- 小池 関也, 石川 達也, 阿江 通良 (2010). 走動作における身体関節機能の定量化 (足部 MP 関節を含む支持脚関節の機能). スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス 2010 講演論文集, 200-205

- Little, T., and Williams, A.G. (2005). Specificity of acceleration, maximum speed, and agility in professional soccer players. *J. Strength Cond. Res.*, 19, 76-78
- MacKinnon C.D., and Winter D.A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J. Biomech.*, 26, 633-644
- Mann, R.V. (1981). A kinetic analysis of sprinting. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 13, 325-328
- Markovic, G. (2007). Poor relationship strength and power qualities and agility performance. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 47, 276-283
- Markovic, G., Sekulic, D., and Markovic, M. (2007a). Is agility related to strength qualities? - analysis in latent space. *Coll. Antropol.*, 31, 787-793
- Markovic, G., Jukic, I., Milanovic, D., and Metikos, D. (2007b). Effects of sprint and plyometric training on muscle function and athletic performance. *J. Strength Cond. Res.*, 21, 543-549
- Marshall, R. N., Jensen, R. K., and Wood, G. A. (1985). A general Newtonian simulation of an n-segment open chain model. *J. Biomech.*, 18(5), 359-67
- McLean, S.G., Myers, P.T., Neal, R.J., and Walters, M.R. (1998). A quantitative analysis of knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*, 57, 30-38
- McLean, S.G., Huang, X., and van den Borget, A.J. (2005a). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20, 863-870
- McLean, S.G., Walker, K.B., and van den Borget, A.J. (2005b). Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes. *J. Sci. Med. Sport*, 8, 411-422
- Muraki, Y., Ae, M., Koyama, H., and Yokozawa, T. (2008). Joint Torque and Power of the Takeoff Leg in the Long Jump. *I.J.S.H.S.*, 6, 21-32
- 中山 忠彦 (1998). サッカー選手の方角転換を伴う疾走能力. 平成9年度大阪体育大学修士論文抄録集, 5-6

- Neptune, R.R., Wright, I.C., and Van Den Bogert, A.J. (1999). Muscle coordination and function during cutting movements. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 31, 294-302
- 日本SAQ協会編 (2009) スポーツスピード養成SAQトレーニング (第19版). 大修館書店, 東京
- 大築 立志 (2004). 方向変更の運動調整. 金子 公宥, 福永 哲夫編, バイオメカニクス-身体運動の科学的基礎-, 杏林書院, pp.103-107
- 大築 立志, 梁瀬 素子, 青木 恵子 (1986). 球技における走方向変更の素早さとフットワーク. 第8回日本バイオメカニクス学会大会論集, 130-133
- 岡本 直輝 (1992). 「かわす」動作の空間認知とパフォーマンスタイムの関係. 体育学研究, 37, 195-202
- Pauole, K., Madole, K., Garhammer, J., Lacourse, M., and Rozenek, R. (2000). Reliability and validity of the T-test as a measure of agility, leg power, and leg speed in college-aged men and women. *J. Strength. Cond. Res.*, 14, 443-450
- Peterson, M.D., Alvar, B.A. and Rhea, M.R. (2006). The contribution of maximal force production to explosive movement among young collegiate athletes. *J. Strength Cond. Res.*, 20, 867-873
- Pollard, C.D., Davis, I.M., and Hamill, J. (2004). Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. *Clinical Biomechanics*, 19, 1022-1031
- Rand, M.K., and Ohtsuki, T. (2000). EMG analysis of lower limb muscles in humans during quick change in running direction. *Gait & Posture*, 12, 169-183
- Sassi, R.H., Dardouri, W., Yahmed, M.H., Gmada, N., Mahfoudhi, M.E., and Gharbi, Z. (2009). Relative and absolute reliability of a modified agility T-test and its relationship with vertical jump and straight sprint. *J. Strength. Cond. Res.*, 23, 1644-1651
- Schot, P., Dart, J., and Schuh, M. (1995). Biomechanical analysis of two change-of-direction maneuvers while running. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 22(6), 254-258
- Sheppard, J.M. and Young, W.B. (2006). Agility literature review: Classifications, training and

- testing. *J. Sports Sci.*, 24, 919-932
- Sigward, S.M. and Powers, C.M., (2006). The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clinical Biomechanics*, 21, 41-48
- 瀧井 敏郎, 福井 哲 (1984). サッカー選手の疾走能力. 第4回サッカー医・科学研究会報告書, 110-115
- 田川 政史 (1998). 下肢関節角度と関節トルクおよび力学的仕事との関係. 平成9年度筑波大学体育研究科修士論文.
- 田中 守, 佐伯 敏亨, 西田 寛文, 田中 宏暁, 進藤 宗洋 (1999). ハンドボール競技選手における方向変換走能力の研究. 福岡大学スポーツ科学研究, 30 (1), 1-18.
- Thomas, K., French, D., and Hayes, P.R. (2009). The effect of two plyometric training techniques on muscular power and agility in youth soccer players. *J. Strength. Cond. Res.*, 23, 332-335
- Vácz, M., Tollár, J., Meszler, B., Juhász, I., and Karsai, I. (2013). Short-Term High Intensity Plyometric Training Program Improves Strength, Power and Agility in Male Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 36, 17-26
- Vescovi, J.D. and McGuigan, M.R. (2008). Relationships between sprinting, agility, and jump ability in female athletes. *J. Sports Sci.*, 26(1), 97-107
- 和達 三樹 (1983). 物理のための数学. 岩波書店, 東京.
- Winter, D.A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait; variability and compensating effects. *Human Movement Sci.*, 3, 51-76
- Winter, D.A. (2004) *Biomechanics and motor control of human movement* (third edition). 49-50, John Wiley & Sons, New York.
- 米田 浩 (1988). 球技選手の方向の変化を伴った疾走能力について. 札幌女子短期大学部紀要, 11, 1-6
- Young, W.B., James, R., and Montgomery, I. (2002). Is muscle power related to running speed with

changes of direction? The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 42, 282-288

博士論文に関する研究業績一覧

1. 原著論文

- ① 鈴木雄太, 榎本靖士: サイドステップおよびクロスステップにおける身体重心速度と地面反力との関係. 京都体育学研究, 24, 1-12 : 2008
- ② 鈴木雄太, 阿江通良, 榎本靖士: サイドステップおよびクロスステップによる走方向変換動作のキネマティクスの研究. 体育学研究, 55, 81-95 : 2010

2. 国際学会 proceedings

- ① Y. Suzuki, Y. Enomoto, and M. Ae: A biomechanical analysis of cutting movement while running with change in directions. Proceedings of XXVI International Conference on Biomechanics in Sports, 681-684 : 2008
- ② Y. Suzuki, M. Ae, and Y. Enomoto: Contribution of the support leg to the velocity change in the center of gravity during cutting motion. Proceedings of XXVII International Conference on Biomechanics in Sports.: 2009
- ③ Y. Suzuki, M. Ae, S. Takenaka, N. Fujii: Kinetics of the Support Leg Joints in the Side-Step Cutting Technique. Proceedings of XXIX International Conference on Biomechanics in Sports.: 2011
- ④ Y. Suzuki, M. Ae, S. Takenaka, Y. Kobayashi, and N. Fujii: Relationship between joint torque of support leg and ground reaction force in side-step cutting. Proceedings of the 31st Conference of the International Society of Biomechanics in Sports: 2013

3. 解説

- ① 鈴木雄太, 阿江通良: 方向転換走における地面反力および支持脚関節トルク. 体育の科学, 60 (11) : 2010

4. 学会発表

- ① 鈴木雄太, 榎本靖士: 倒立振子モデルを用いた方向転換動作のバイオメカニクスの研究. 第136回京都体育学会 (京都大学) : 2007年3月
- ② 鈴木雄太, 榎本靖士: サイドステップおよびクロスステップによる方向転換動作と地面反力との関係. 日本体育学会第58回大会 (神戸大学) : 2007年9月
- ③ 鈴木雄太, 榎本靖士: 異なる角度の方向転換走における方向転換角度と沿う速度との関係. 第137回京都体育学会 (龍谷大学) : 2008年3月
- ④ Y. Suzuki, Y. Enomoto, and M. Ae: A biomechanical analysis of cutting movement while running with change in directions. XXVI International Conference on Biomechanics in Sports: Seoul National University, Seoul, Korea: 2008, 7.

- ⑤ 鈴木雄太, 榎本靖士, 阿江通良: サイドステップおよびクロスステップによる方向転換における地面反力と下肢キネティクスとの関係. 第 20 回日本バイオメカニクス学会大会 (仙台大学), 2008 年 8 月
- ⑥ 鈴木雄太, 榎本靖士, 阿江通良: 方向転換走における方向転換動作と準備動作の関係. 日本体育学会第 59 回大会 (早稲田大学): 2008 年 9 月
- ⑦ Y. Suzuki, M. Ae, and Y. Enomoto: Contribution of the support leg to the velocity change in the center of gravity during cutting motion. XXVII-th Conference of International Society of Biomechanics in Sports, University of Limerick, Limerick, Ireland: 2009, 8.
- ⑧ 鈴木雄太, 阿江通良, 榎本靖士: 方向変換走における走速度の変化と走方向変換角度との関係. 日本体育学会第 60 回大会 (広島大学): 2009 年 8 月
- ⑨ 鈴木雄太, 小林育斗, 阿江通良, 藤井範久, 小池関也: 方向変換走における支持脚関節トルクが及ぼす影響. 第 21 回日本バイオメカニクス学会大会 (国士舘大学): 2010 年 8 月
- ⑩ 鈴木雄太, 阿江通良, 藤井範久, 小池関也: 異なる角度の方向変換走における力学的エネルギーの変化に支持脚関節トルクが及ぼす影響. 日本体育学会第 61 回大会 (中京大学): 2010 年 9 月
- ⑪ Y. Suzuki, M. Ae, S. Takenaka, N. Fujii: Kinetics of the Support Leg Joints in the Side-Step Cutting Technique. Sports Biomechanics : XXIX-th Conference of International Society of Biomechanics in Sports, University of Porto, Porto, Portugal : 2011
- ⑫ 鈴木雄太, 阿江通良, 竹中俊輔, 小林育斗, 藤井範久: サイドステップとクロスステップによる方向変換走における下肢 Kinetics の相違. 第 22 回日本バイオメカニクス学会 (北翔大学): 2012 年 9 月
- ⑬ Y. Suzuki, M. Ae, S. Takenaka, Y. Kobayashi, and N. Fujii: Relationship between joint torque of support leg and ground reaction force in side-step cutting. The 31st Conference of the International Society of Biomechanics in Sports, National Taiwan Normal University, Taipei, Taiwan: 2013